

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Приладобудівний факультет
(повна назва інституту/факультету)

Виробництва приладів
(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

(підпис) (ініціали, прізвище)
“ ” _____ 2019 р.

Дипломний проект

освітньо-кваліфікаційного рівня «бакалавр»

зі спеціальності _____ **6.051003 – Приладобудування** _____
(код і назва)

на тему: _____ Неінвазивний раманівський спектроаналізатор крові _____

Виконав: студент _____ IV _____ курсу, групи _____ ПБ-351 _____
(шифр групи)

Константінов Антон Вікторович _____
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Керівник доцент, к.т.н., доцент Безугла Наталя Василівна _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Консультант _____
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали) (підпис)

Рецензент _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали) (підпис)

Засвідчую, що у цьому дипломному
проекті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2019 року

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЕКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проект	2	
2	A4	ДП ПБ-351.1702.000 ПЗ	Пояснювальна записка		
3	A1	ДП ПБ-351.1702.002 СХ	Класифікація методів визначення концентрації глюкози	1	
4	A2	ДП ПБ-351.1702.002	Загальний вигляд НРСК	1	
5	A2	ДП ПБ-351.1702.003СХ	Структурно-функціональна схема НРСК	1	
6	A3	ДП ПБ-351.1702.004 СХ	Оптична схема освітлювально-приймального вузла НРСК	1	
7	A1	ДП ПБ-351.1702.005 СХ	Електрична принципова схема підключення термостабілізатору	1	
8	A2	ДП ПБ-351.1702.006 СК	Вузол освітлювально-приймальний НРСК	1	
9	A1	ДП ПБ-351.1702.007 СХ	Схема структурного складу	1	
10	A1	ДП ПБ-351.1702.008 СХ	Технологічна схема складання	1	

				ДП ПБ-351.1702.000 ПЗ		
	ПБ	Підп.	Дата			
Розробн.	Константинов А.В			Відомість дипломного проекту	Лист	Листів
Керівн.	Безугла Н.В.				1	
Консульт.					КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. ВП Гр. ПБ351	
Н/контр.						
Зав.каф.	Тимчик Г.С.					

Пояснювальна записка до дипломного проекту

на тему: _____ Неінвазивний раманівський спектроаналізатор крові _____

Київ – 2019 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»**

Інститут (факультет) Приладобудівний факультет

(повна назва)

Кафедра Виробництва приладів

(повна назва)

Освітньо-кваліфікаційний рівень – «бакалавр»

Спеціальність 6.051003 – Приладобудування

(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ (підпис)

_____ (ініціали, прізвище)

«__» _____ 2019 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проект студенту

Константінова Антона Вікторовича

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту Неінвазивний раманівський спектроаналізатор крові

керівник проекту Безугла Наталя Василівна, к.т.н., доцент

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «27» травня 2019 р. №1383-с

2. Термін подання студентом проекту 10.06.2019

3. Вихідні дані до проекту неінвазивний оптичний метод, параметри лазера: довжина хвилі – 830 нм, потужність – 5 Вт; смуга пропускання фільтру 840 – 1200 нм

4. Зміст пояснювальної записки Вступ 1. Конструкторський розділ; 1.1. Фізіологічні особливості рівня концентрації глюкози; 1.2. Розробка класифікації методів визначення концентрації глюкози; 1.3. Принципи раманівської спектроскопії; 1.4. Огляд та аналіз засобів інтелектуальної власності; 1.5. Огляд та аналіз пристроїв для неінвазивного аналізу крові; 1.6. Розробка та розрахунок неінвазивного раманівського спектроаналізатору крові; 1.7. Несправності та методи їх усунення; 2. Технологічний розділ; 2.1. Розрахунок точності складальних робіт; 2.2. Аналіз технологічності конструкції неінвазивного раманівського спектроаналізатору крові; 2.3. Розробка технологічного процесу складання освітлювально-приймального каналу; 2.4. Розробка маршрутної карти складання 2.5. Перевірка параметрів лазерного світлодіоду; Висновки; Список використаних джерел. Додатки.

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо): Класифікація методів визначення концентрації глюкози (A1); Загальний вигляд НРСК (A2); Структурно-функціональна схема НРСК (A2); Оптична схема освітлювально-приймального вузла НРСК (A3); Електрична принципова схема підключення термостабілізатору (A1); Вузол освітлювально-приймальний НРСК (A1); CCC (A1); TCC (A1); Деталювання (4 деталі).

6. Консультанти розділів проекту*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Конструкторський			
Технологічний			

7. Дата видачі завдання 13.03.2019

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Термін виконання етапів проекту	Примітка
1	Огляд та аналіз фізіологічних особливостей рівня концентрації аналітів крові	27.03.2019	
2	Розробка класифікації методів визначення концентрації глюкози	10.04.2019	
3	Опис принципу роботи неінвазивної раманівської спектроскопії	17.04.2019	
4	Огляд та аналіз засобів інтелектуальної власності та сучасних аналогів	24.04.2019	
5	Розробка структурно-функціональної та оптичної схем	06.05.2019	
6	Розробка та розрахунок електричної схеми підключення термоелементу	06.05.2019	
7	Розробка конструкції. Деталювання.	22.05.2019	
8	Проведення технологічних розрахунків	29.05.2019	
9	Розробка CCC та TCC	05.06.2019	
10	Розробка маршрутних карт	05.06.2019	
11	Подача диплому до захисту	10.06.2019	

Студент

_____ (підпис)

_____ (ініціали, прізвище)

Керівник проекту

_____ (підпис)

_____ (ініціали, прізвище)

* Консультантом не може бути зазначено керівника дипломного проекту.

ЗМІСТ

Анотація.....	9
Вступ	11
1. Конструкторський розділ.....	12
1.1. Фізіологічні особливості рівня концентрації глюкози.....	13
1.1.1. Концентрація аналітів крові.....	13
1.1.2. Гомеостаз глюкози: роль інсуліну та глюкагону.....	14
1.1.3. Спектральні властивості молекул крові.....	16
1.2. Розробка класифікації методів визначення концентрації глюкози	17
1.3. Принципи раманівської спектроскопії.....	22
1.3.1. Фізичні основи та застосування в медицині.....	22
1.3.2. Методика проведення раманівської спектроскопії.....	23
1.4. Огляд та аналіз засобів інтелектуальної власності.....	25
1.5. Огляд та аналіз пристроїв для неінвазивного аналізу крові.....	33
1.6. Розробка та розрахунок неінвазивного раманівського спектроаналізатору крові	36
1.6.1. Призначення та загальний вигляд.....	36
1.6.2. Розробка структурно-функціональної схеми неінвазивного раманівського аналізатору.....	37
1.6.2.1. Принцип роботи та основні складові.....	37
1.6.2.2. Вибір елементної бази.....	38
1.6.3. Розробка оптичної схеми.....	40
1.6.3.1. Габаритний розрахунок.....	40
1.6.3.2. Призначення та принцип роботи.....	44
1.6.4. Розробка електричної схеми блоку термостабілізації.....	45
1.6.4.1. Основні вимоги.....	45
1.6.4.2. Принципи підключення термоелементу.....	46
1.7. Несправності та методи їх усунення.....	48
2. Технологічний розділ.....	50
2.1. Розрахунок точності складальних робіт.....	51
2.2. Аналіз технологічності конструкції неінвазивного раманівського	

спектроаналізатору крові.....	56
2.2.1. Визначення та опис складальних одиниць та деталей освітлювально-приймального вузла.....	56
2.2.2. Визначення технологічності конструкції освітлювально-приймального вузла.....	59
2.3. Розробка технологічного процесу складання освітлювально-приймального каналу.....	64
2.3.1. Розробка схеми структурного складу освітлювально-приймального вузла.....	65
2.3.2. Розробка технологічної схеми складання освітлювально-приймального вузла.....	66
2.4. Розробка маршрутної карти складання	68
2.5. Повірка параметрів лазерного світлодіоду.....	69
Висновок.....	70
Список використаних джерел.....	71
Додаток А. Графічний матеріал.....	75
Додаток Б. Результати габаритного розрахунку об'єктиву.....	88
Додаток В. Маршрутні карти.....	100

АНОТАЦІЯ

В дипломному проекті на тему «Неінвазивний раманівський спектроаналізатор крові» розглянуто основні принципи неінвазивного дослідження концентрації аналітів крові на прикладі молекул глюкози.

Робота складається з двох розділів, а саме конструкторського, в якому обґрунтовано необхідність створення такого пристрою та запропоновано технічне рішення, а також технологічного – який містить розрахунки запропонованого вузла на технологічність. Крім того, робота містить 3 додатки. Пояснювальна записка викладена на 103 сторінках та містить 39 рисунків, 15 формул, 10 Таблиць, а також 35 літературних джерел.

В конструкторському розділі на основі теоретичного аналізу особливостей поглинання випромінювання молекулами крові та здатністю до збудження додаткової енергії визначено, що перспективним напрямком в дослідженні концентрації аналітів є раманівська спектроскопія. Огляд та аналіз засобів інтелектуальної власності та сучасних неінвазивних пристроїв для дослідження аналітів крові показав, що на сьогоднішній день такі пристрої, зокрема для дослідження глюкози, знаходяться на стадії розробки. Це пов'язано зі слабким сигналом раманівського сигналу. В роботі запропоновано збільшення сигналу за рахунок збільшення площі дослідження за допомогою еліпсоїдального рефлектору у ролі концентратора. Розроблено відповідні схеми – структурно-функціональну, оптичну, а також електричну для стабілізації температури. Запропоновано конструкцію освітлювально-приймального вузла.

В технологічному розділі проведено необхідні технологічні розрахунки запропонованої конструкції, а також схему перевірки потужності діоду.

Ключові слова: раманівська спектроскопія, еліпсоїдальний рефлектор, інфрачервоний діапазон.

SUMMARY

In the diploma project on the theme "Non-invasive Raman spectroscopy analyzer", the main principles of the non-invasive study of the concentration of blood analytes on the example of glucose molecules are considered.

The work consists of two sections, namely a design, in which the necessity of creating such a device was substantiated and a technical solution was proposed, as well as a technological one - which contains the calculations of the proposed node for technological capacity. In addition, the work contains 3 applications. The explanatory note is set out in 103 pages and contains 39 drawings, 15 Formula, 10 Tables

In the design section, based on the theoretical analysis of the peculiarities of absorption of radiation by molecules of blood and the ability to excite additional energy, it is determined that Raman spectroscopy is a promising direction in the study of the concentration of analytes. The review and analysis of intellectual property and modern noninvasive devices for the analysis of blood analyzes has shown that today, such devices, in particular for glucose study, are under development. This is due to the weak signal of the Raman signal. The paper proposes an increase in the signal by increasing the study area using an ellipsoidal reflector in the role of a concentrator. The corresponding schemes are developed - structural-functional, optical, as well as electric for temperature stabilization. The design of the lighting and receiving node is proposed.

The technological section has made the necessary technological calculations of the proposed design, as well as the scheme of verification of the power of the diode.

Key words: Raman spectroscopy, ellipsoidal reflector, infrared range.

ВСТУП

Неінвазивне дослідження крові, зокрема концентрації глюкози, є дуже актуальною проблемою сьогодення. Згідно статистичних показників МОЗ України зростання захворювань на діабет дорослих та дітей значно зростає. Так, на 2017 рік кількість хворих в Україні становить близько 1,3 мільйона. Тому створення неінвазивного засобу, що дасть змогу проводити дослідження в режимі реального часу, а також безболісно є перспективним завданням.

Неінвазивні пристрої базуються на різних фізичних ефектах: оптичних, електрохімічних, акустичних та ін., або їх поєднанні. Досить непогано себе зарекомендував метод раманівської спектроскопії. Однак всі пристрої на даному етапі знаходяться на стадії випробування, оскільки мають значну поїбку відхилення.

При створенні неінвазивних оптичних пристроїв для вимірювання концентрації аналітів крові виникають наступні складнощі: додатковий шкідливий фон, спричинений тим, що поглинальні властивості деяких молекул перекриваються; утворення додаткових ефектів, наприклад люмінесцентного випромінювання, що є більшим ніж раманівське; велика потужність для збудження раманівського розсіяння, що може призвести до деструктивних процесів.

Тому, метою даної роботи є створення неінвазивного раманівського спектроаналізатору крові, який з меншою потужністю забезпечить необхідний раманівський сигнал.

1. КОНСТРУКТОРСЬКИЙ РОЗДІЛ

1.1. Фізіологічні особливості рівня концентрації глюкози

1.1.1. Концентрація аналітів крові

Кров складається з клітин (еритроцити, лейкоцити), клітинних фрагментів (тромбоцити) та плазми [1]. Основними кількісними аналітами (метаболітами), що знаходяться в плазмі крові, є глюкоза, сечовина, холестерин, альбумін, загальний білок, тригліцериди, гематокрит, гемоглобін, білірубін та ін. [2]. У порівнянні з клітинами, в плазмі переважають досить високі концентрації іонів Na^+ , Cl^- і Ca^{2+} та більш низькими є концентрації K^+ , Mg^{2+} та фосфатів [1]. Концентрації основних метаболітів наведено на рис.1.1.



Рис.1.1. Склад плазми крові та значення показників концентрації аналітів у нормі [1]

На концентрацію глюкози впливає швидкість її надходження в циркуляційне кров'яне русло, що врівноважується швидкістю видалення глюкози з кровообігу. Надходження глюкози відбувається з трьох джерел: їжі, що всмоктується кишечником, глікогенолізі та глюконеогенезі, які в основному отримують з печінкових процесів. Глікогеноліз і глюконеогенез частково знаходяться під контролем глюкагону – гормону, що виробляється в α -клітинах підшлункової залози.

Для введення глюкози в кров гормон глюкагону при нормальному функціонуванні організму починає запускати процеси глікогенолізу та глюконеогенезу у випадку відсутності їжі протягом 8-12 годин. Основним джерелом ендогенної глюкози є печінка. Нирковий глюконеогенез запускається в період екстремального голодування [3].

1.1.2. Гомеостаз глюкози: роль інсуліну та глюкагону

Регуляція глюкози в організмі здійснюється за допомогою наступних гормонів: інсуліну, глюкагону, аміліну, GLP-1, інсулінотропного пептиду (GIP), адреналіну, кортизолу та гормон росту. З них інсулін і амілін отримують з β - клітин, глюкагон з α -клітин підшлункової залози, а GLP-1 і GIP з L-клітин кишечника [3]. При чому процеси регуляції будуть різними для ситого стану організму та натошак, а також для діабетичного та нормального станів (рис.1.2).

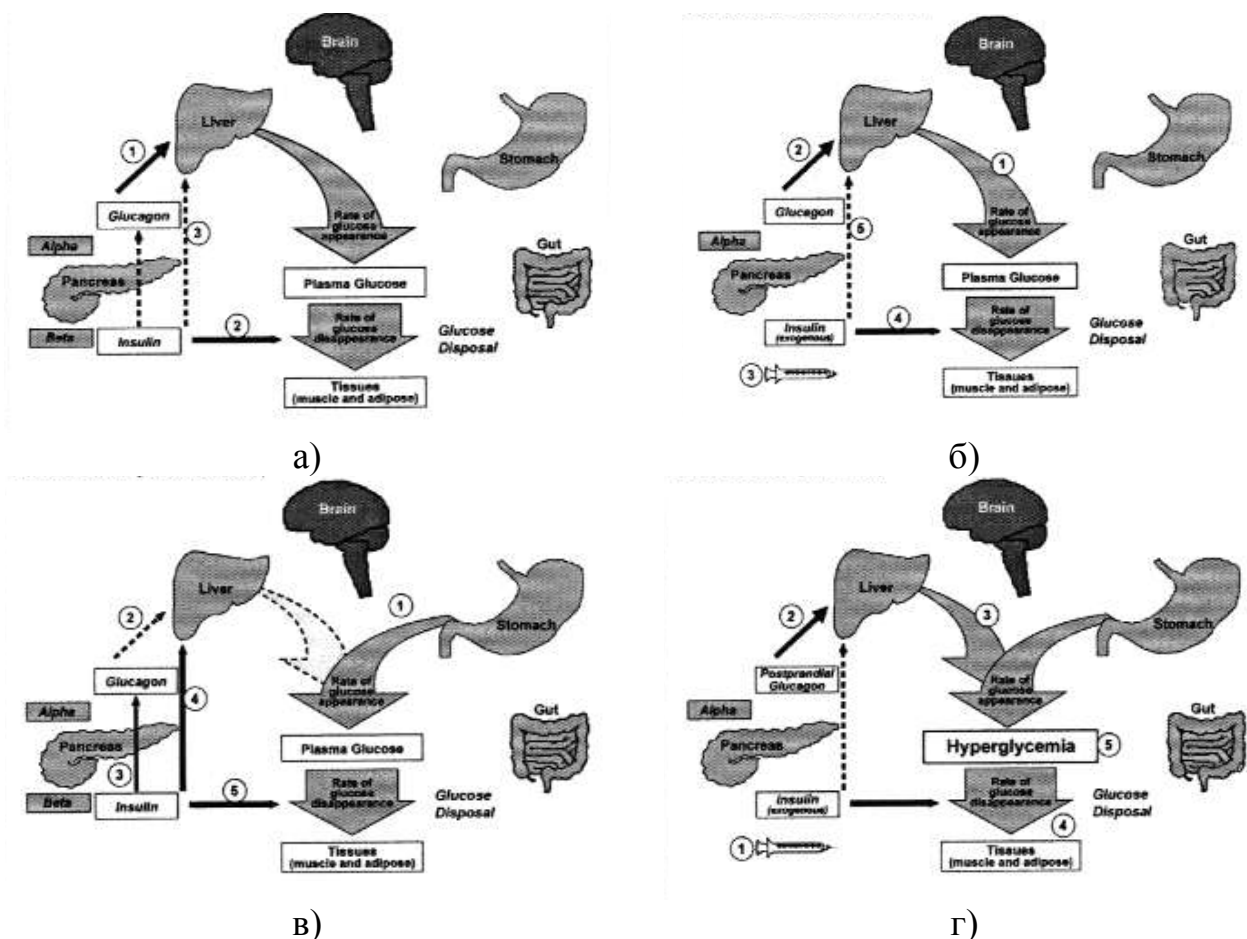


Рис.1.2. Процеси регуляції глюкози в крові при наступних станах організму [3]:
а) натщесерце не-діабетик; б) натщесерце діабетик;
в) після прийому їжі не-діабетик; г) після прийому їжі діабетик

Для не-діабетиків натошак (рис.1.2, а) глюкоза в плазму надходить від глікогенолізу під впливом глюкагону (1). При цьому видалення глюкози контролюють базальні рівні інсуліну (2). Вплив інсуліну на зниження процесів глюконеогенезу та глікогенолізу є мінімальним через низьку секрецію інсуліну (3). Для осіб з діабетом у такому ж стані (рис.1.2, б) глюкоза в плазму надходить від глікогенолізу та глюконеогенезу (1) під впливом глюкагону (2).

Введений екзогенний інсулін (3) впливає на швидкість виведення глюкози з периферичних ділянок організму (4), оскільки через його дефіцит не регулюється належним чином ступінь виникнення глюконеогенезу в печінці і глікогенолізу (5) [3].

Для не-діабетиків після прийому їжі (рис.1.2, в) глюкоза в плазмі надходить від поживних речовин зі шлунку (1). При цьому через вплив ендогенної секреції інсуліну (2) секреція глюкагону пригнічується, однак полегшується через паракринний зв'язок (3). Додатково, в ситому стані, інсулін пригнічує глюконеогенез і глікогеноліз в печінці (4) і сприяє утилізації глюкози з периферичних ділянок (5). У діабетиків при аналогічному стані екзогенний інсулін (1) неефективний для придушення секреції глюкагону через фізіологічний паракринний зв'язок (2), що призводить до підвищеного утворення глюкози в печінці (3). В результаті цього швидкість надходження глюкози в кровообіг перевищує швидкість її виведення (4) та виникає постпрандіальна гіперглікемія (5) [3].

Рівень концентрації глюкози в крові може залежати від віку та статі, а також змінюватися протягом доби як для діабетиків, так і для здорових осіб [4].

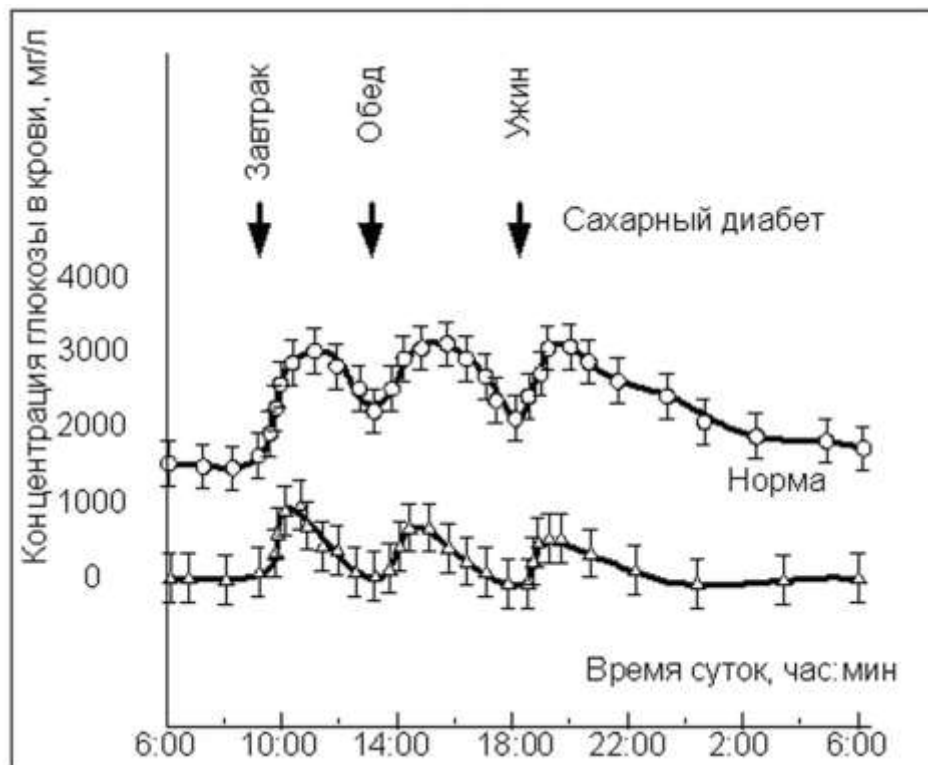


Рис.1.3. Рівень концентрації глюкози в крові протягом доби [4]

1.1.3. Спектральні властивості молекул крові

Спектральні властивості будь-яких молекул описуються максимальним поглинанням оптичного випромінювання після його взаємодії з тою чи іншою молекулою. При чому характер поглинання залежить від довжини хвилі випромінювання та є різним для складових крові (рис.1.4): глюкози, води, меланіну, протеїну та ліпідів [5, 6].

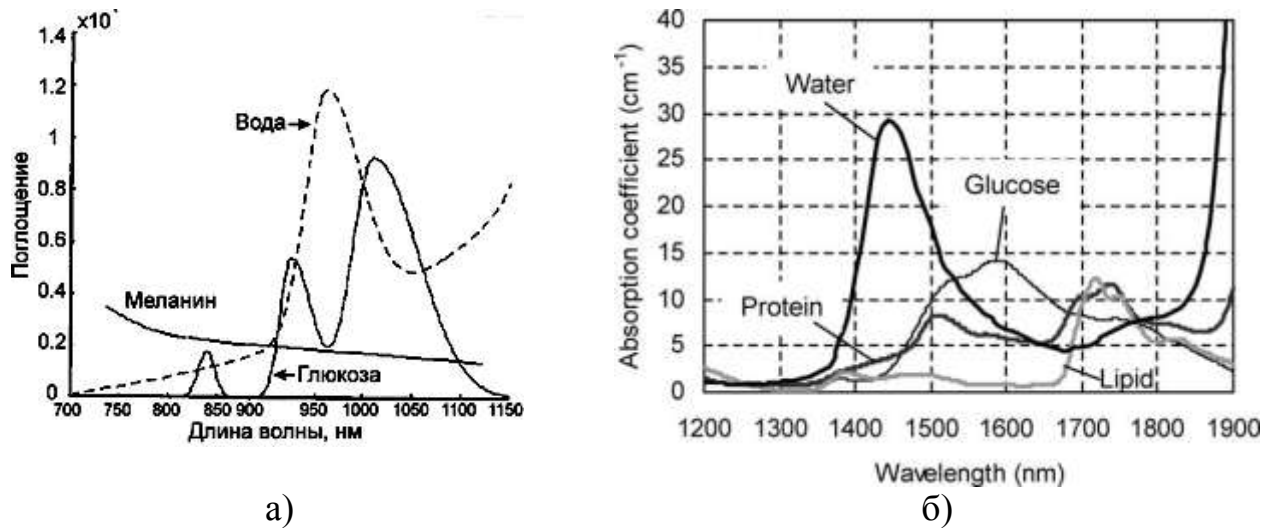


Рис.1.4. Спектри поглинання основних молекул крові в діапазоні довжин хвиль від 700 нм до 1900 [6, 7]

З рис.1.4 видно, що для того, щоб вибрати оптимальну довжину хвилі для досліджень, необхідно обрати ту ділянку, де спектри поглинання не перекриваються.

Крім того, інформативними є спектральні характеристики комбінаційного розсіяння (рис.1.5), що дозволяють відділити спектри аналітів крові від інших компонентів шкіри [7].

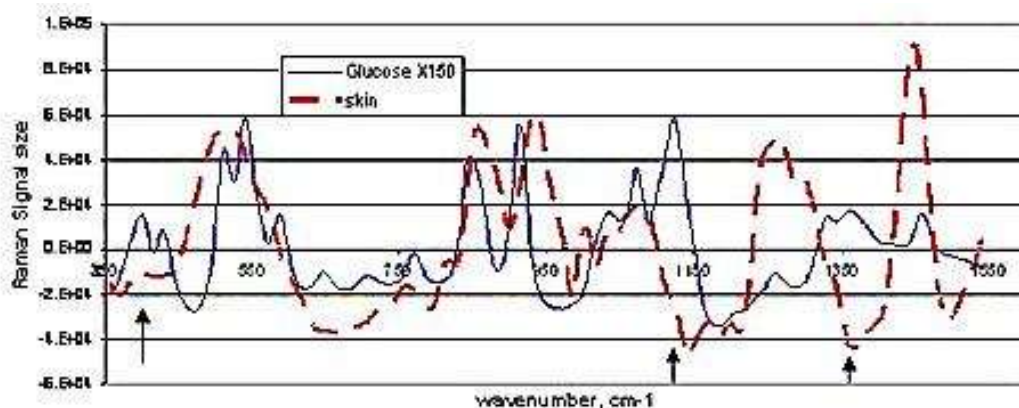


Рис.1.5. Спектри аналітів глюкози та інших компонентів шкіри при комбінаційному розсіянні світла [7]

1.2. Розробка класифікації методів визначення концентрації глюкози

В даному розділі проведено аналіз методів за розробленою класифікацією (рис.1.6), що можуть бути використанні для визначення концентрації глюкози, а також розглянуто переваги та особливості їх застосування. Класифікація у вигляді креслення наведена в додатку А на кресленні ДП.ПБз-51.1702.001 СХ.



Рис.1.6. Класифікація методів визначення концентрації глюкози

Методи визначення концентрації глюкози поділяються на три групи – інвазивні (*in vitro*), малоінвазивні (*in site*) та неінвазивні (*in vivo*), а також в залежності від способу проведення на оптичні, електрохімічні та п'єзoeлектричні [8-10].

Інвазивні методи базуються на використанні сенсорів, що імплантуються підшкірно або внутрішньовенно, та за допомогою вбудованого модулю по бездротовому каналу підключаються до зовнішнього контролера. Принцип дії більшості таких сенсорів ґрунтується на ферментативному окисненні глюкози з подальшим електрохімічним або оптичним аналізом продуктів реакції [8]. Технологія мікродіалізу використовує катетер, що містить діалізну мембрану, через яку відбувається взаємодія глюкози з ізотонічною рідиною з подальшим аналізом оптичними або електрохімічними методами [10].

Малоінвазивні методи базуються на використанні сенсорів глюкози, що розміщуються на поверхні тіла спільно з блоками обробки результатів і виведення інформації. В даному випадку сенсори не проникають в шкіру взагалі, а якщо й проникають, то на маленьку глибину та короткий час [8]. Отже, дані методи відрізняються способом отримання інтерстиціальної рідини (ICR), яка в подальшому аналізується електрохімічними або оптичними методами.

Вакуумний. При впливі вакуумом відбувається скраплення ICR на поверхні шкіри та на основі аналізу електрохімічного окислення визначається концентрація глюкози [8, 10].

Лазерний. Під час лазерної абляції або десорбції випромінювання малої потужності спричиняє випаровування ICR з мікропор рогового шару шкіри, яка за допомогою невеликого вакууму конденсується та аналізується (електрохімічне окислення) [8].

Іонофорез. Під впливом електричного струму, що створюється двома електродами, проходить через шкіру та провокує спрямований рух поляризованих молекул [11], на поверхні шкіри через пори з'являються мікрокаплі ICR. Визначення концентрації глюкози здійснюється шляхом електрохімічного окислення на поверхні сенсора [8].

Сонофорез. Впливаючи низькочастотним ультразвуком на шкіру відбувається процеси розширення та стиснення газоподібних включень в роговому шарі, що спричиняють збільшення проникності та стимуляцію виходу ICR. В даному випадку аналіз концентрації глюкози може здійснюватися електрохімічним окисленням або за спектроскопічними даними [10].

Голкова технологія. Дана технологія базується на застосуванні мікроголок (діаметр менше 0,1 мм), виготовлених з кремнію, за допомогою яких відбувається забір ICR. Визначення концентрації глюкози здійснюється шляхом електрохімічного окислення [8].

З вище сказаного можна зробити висновок, що методи малоінвазивного втручання не порушують цілісності шкіри, однак тривалий вплив зовнішніми

чинниками (механічний, електричний та ін.) можуть викликати деструктивні зміни [8].

Неінвазивні методи поділяються на два класи: трансдермальні, що забезпечують черезшкірний аналіз електромагнітного або ультразвукового випромінювання після взаємодії з молекулами глюкози, та екстракорпоральні, що забезпечують аналіз концентрації глюкози в біорідинах (слина, сеча, піт та ін.) оптичними або електрохімічними методами [8].

Далі розглянемо більш детально як працюють електрохімічні та оптичні методи.

Електрохімічні. Для визначення концентрації глюкози використовують ферментативні (глюкозооксидазом, GO_x) і неферментативні електрохімічні реакції, що ілюстративно показані на рис.1.7 (а,б,в) та рис.1.7 (г), відповідно.

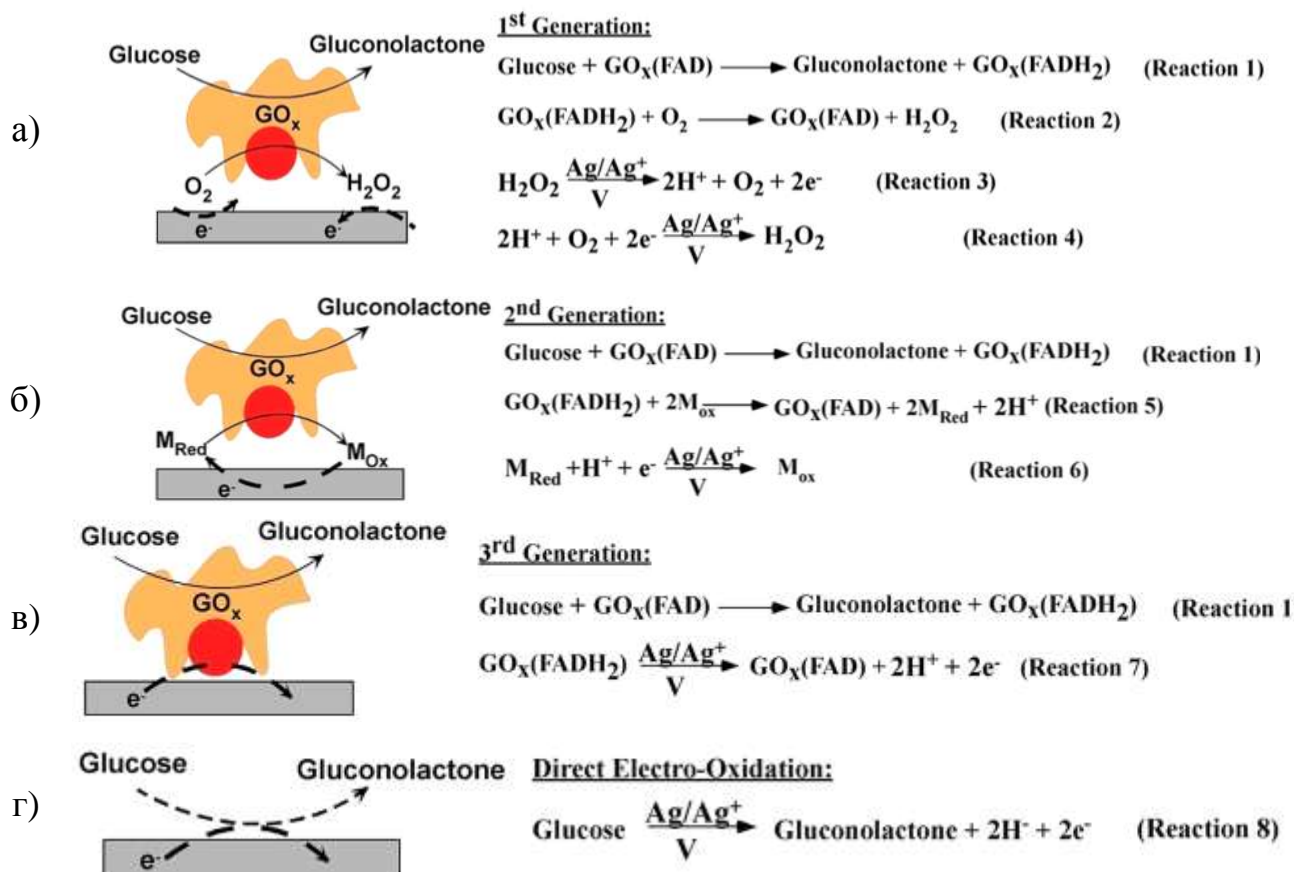


Рис.1.7. Способи електрохімічних реакцій визначення концентрації глюкози в крові [10]: а – біосенсиори I покоління з використанням кисню (O_2) навколишнього середовища; б – біосенсиори II покоління із застосуванням штучних медіаторів (M_{Red}) електронного транспорту; в – біосенсиори III покоління з прямим перенесенням електронів між електродом і глюкозооксидазом (GO_x); г – пряме електроокислення глюкози

Оптичні методи. Базуються на двох основних підходах: з використанням флуорофорів або на безпосередньому оптичному аналізі [8-10].

Підходи на основі флуорофорів використовують принцип афінного датчика (рис.1.8, а), в якому глюкоза і флуорофор (ConA) зв'язуються конкурентно з рецептором, який є специфічним для обох лігандів. Концентрація глюкози при цьому визначається за різними спектроскопічними методиками [10]. Або за рахунок ферстеровського резонансного переносу енергії (ФРПЕ) (рис.1.8, б).

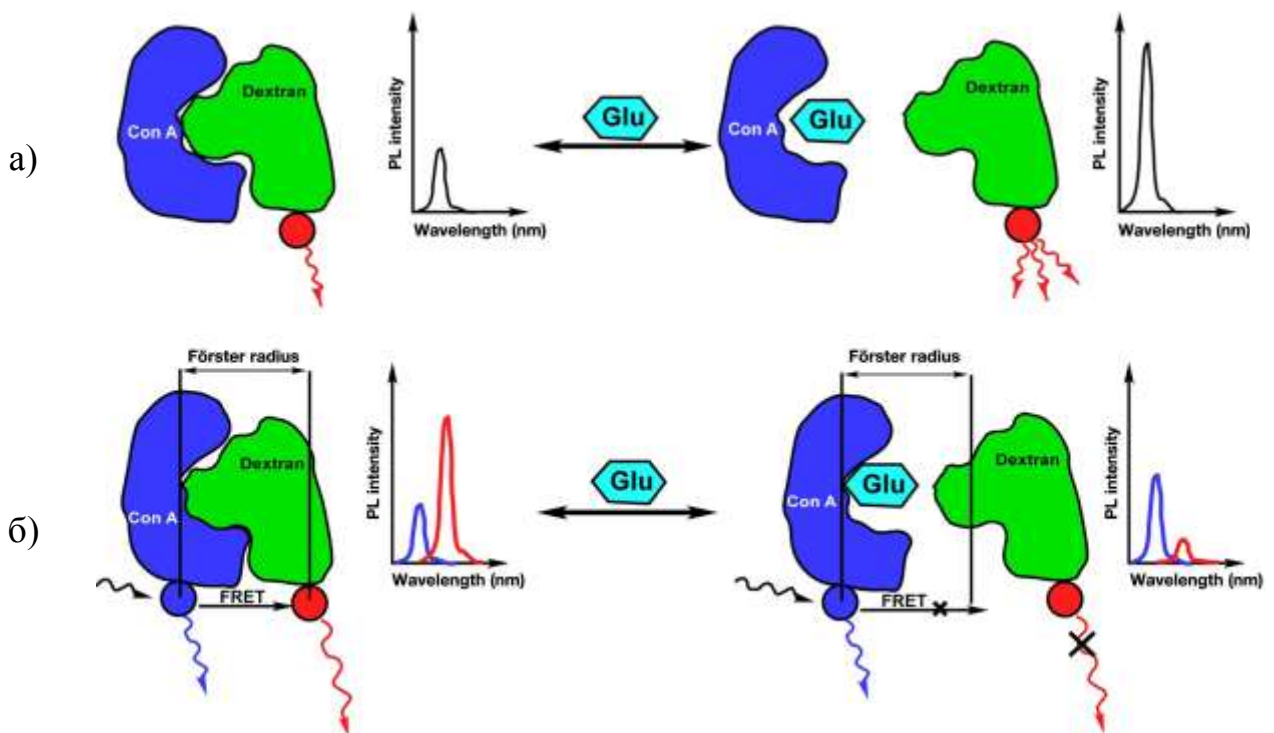


Рис.1.8. Принцип роботи оптичних методів визначення концентрації глюкози з використанням флуорофорів [10]:
 а – за рахунок афінного зв'язування, б – за рахунок ФРПЕ

Оптичні методи без стимуляції базуються на аналізі випромінювання після взаємодії зі шкірою, що характеризується поглинанням, відбиттям або розсіянням. В даному випадку основним чинником, що впливає на зміни є концентрація глюкози. Зазвичай, для даних досліджень використовують випромінювання ближнього інфрачервоного (ІЧ) діапазону (800-1400 нм), оскільки саме в цьому діапазоні спостерігаються характерні піки глюкози як показано на рис.1.4. Довжини хвиль меншого діапазону (зеленого і червоного) можуть викликати додатковий флуоресцентний сигнал [12].

Розглянемо основні методи, що базуються на оптичних властивостях [8].

Оптична когерентна томографія (ОКТ) забезпечує кількісну оцінку глюкози на основі оцінки інтенсивності відбитого/розсіяного та пропущеного світла при взаємодії з підшкірною шаром, в якому розміщенні судини з кров'ю.

Поляриметричні засоби використовують здатність глюкози змінювати поляризацію світла, що залежить від кількісного значення її концентрації.

Інфрачервона спектроскопія використовує зміни показника заломлення тканини при освітленні за допомогою модульованого в часі світла, що створює зміну локальної температури тканини, що залежать від кількості глюкози.

Фотоакустична спектроскопія базується на принципі поглинання світла шарами шкіри та впливом ультразвукових хвиль. В даному випадку фіксується швидкість генерованої ультразвукової хвилі, що залежить від питомої теплоти опроміненої ділянки, а остання в свою чергу від концентрації глюкози.

Раманівська спектроскопія базується на непружному розсіянні фотонів та більш детально буде розглянута в п.1.3.

Розглянемо порівняння точності визначення концентрації глюкози за деякими вище описаними методами, що наведена в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1. Порівняння точності методів визначення концентрації глюкози [10]

Інвазивність	Методи	Точність	Об'єкт
Неінвазивні	Оптична когерентна томографія	0,95	Людина
	Поляриметрія	>0.99	<i>Ex vivo</i>
	ІЧ – спектроскопія	0,87	Людина
	Раманівська спектроскопія	0,88	Людина
	Імпедансна спектроскопія	0,49	Людина
Мінімально-інвазивні	Іонофорез	0,9	Людина
	Сонофорез	0,7	Людина
	Мікропрокол	0,4	Людина
Інвазивні	Підшкірні	0,94	Людина
	Внутрішньовенні	0,93	Людина
	Мікродіаліз	0,9	Людина

З таблиці 1.1 можна зробити висновок, що для неінвазивного дослідження концентрації глюкози найбільш сприятливим є метод раманівської спектроскопії.

1.3. Принципи раманівської спектроскопії

1.3.1. Фізичні основи та застосування в медицині

Розсіяння може бути пружним або непружним (рис.1.9). При пружному (еластичному) розсіянні падаючі і розсіяні фотони мають однакову енергію. Цей тип розсіяння описує більшість взаємодій світло-тканин та називається Релеївським. При непружному (комбінованому, раманівському) розсіянні виникає обмін енергією між фотоном та молекулою, що відповідає за розсіяння. Під час непружного розсіяння енергія може бути передана або від фотона до молекули, або фотон може отримувати енергію від молекули. На основі цих ефектів базується флуоресцентне розсіяння, багатофотонне розсіяння флуоресценції, раманівське розсіяння і когерентне антистоксове раманівське розсіяння.

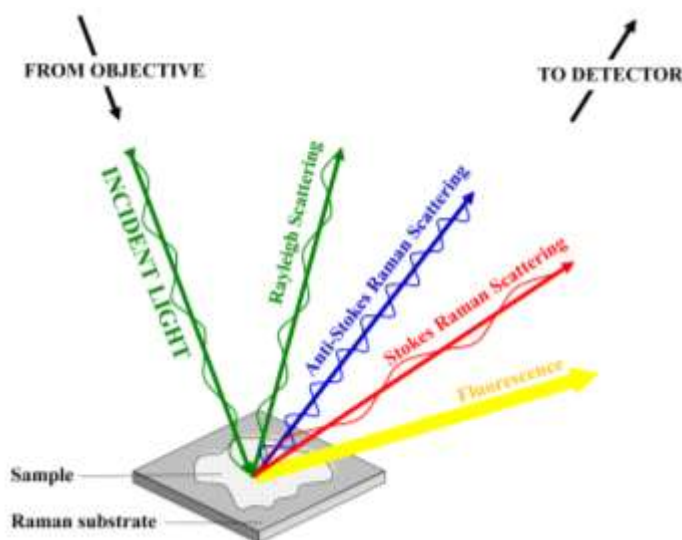


Рис.1.9. Характер взаємодії випромінювання зі зразком [13]

Для зондування зразку використовують монохроматичне лазерне джерело випромінювання з частотою ω_i , причому більшість падаючих фотонів зазнають пружного розсіяння, при цьому частота не змінюється. частота залишається такою ж. Лише деяка частинка фотонів ($1 \text{ з } 10^8$) може зазнати зміни частоти, тобто розсіятись непружно [14]. Розсіяні фотони з новою частотою ω_s (рис.1.9), проявляються у вигляді різних піків в раманівському спектрі і представлені у вигляді зсуву хвильових чисел (cm^{-1}) від довжини хвилі збудження (рис.1.9, в) [15].

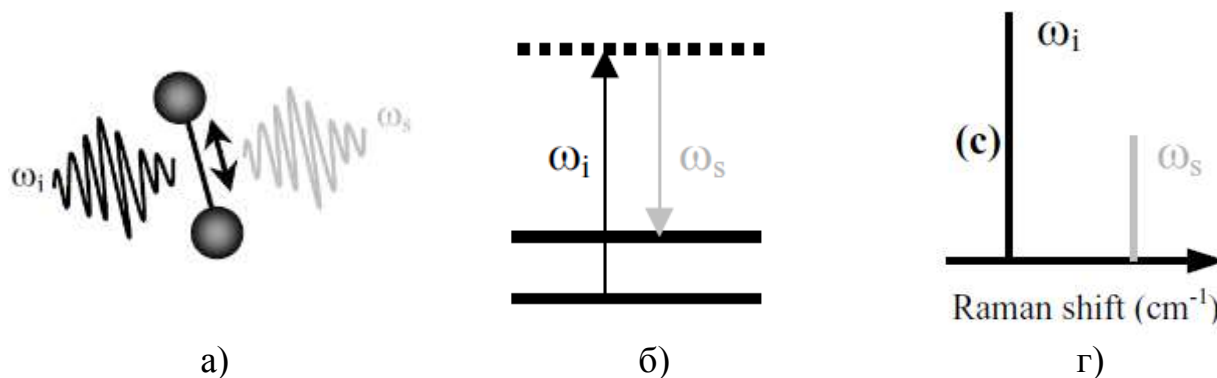


Рис.1.9. До пояснення раманівського розсіяння [15]:

а) виникнення частоти ω_s ; б) діаграма енергетичних рівнів раманівського процесу; в) раманівський зсув основної частоти

Раманівська спектроскопія досить широко використовується для вимірювання хімічного складу біологічних зразків та має ряд значних переваг, а саме не передбачає довгої підготовки зразку та використовується без додаткових маркерів [13].

1.3.2. Методика проведення раманівської спектроскопії

Розглянемо узагальнену схему дослідження біологічних середовищ методом раманівської спектроскопії, наведену на рис.1.10. Падаюче випромінювання від джерела, що може бути представлене лазером, за допомогою системи сканування у вигляді дзеркал направляється за зразок. Розсіяне назад випромінювання направляється на ПЗЗ камеру. Для виділення раманівського розсіяння на шляху розсіяного назад випромінювання встановлено edge-фільтр, який не пропускає релеївське розсіяння [16].

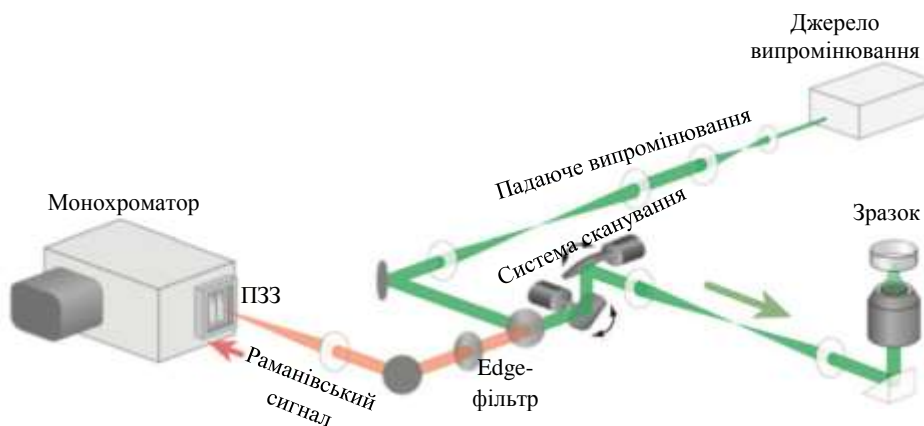


Рис.1.10. Узагальнена схема раманівського дослідження [16]

Отримані з монохроматору дані представляються у вигляді графіку комплексного раманівського спектру (рис.1.11, а), з якого в подальшому хемометричними методами відділяється корисний сигнал (рис.1.11, б). За характером раманівського зсуву роблять висновок про концентрацію досліджуваної речовини. Завершальним етапом при аналізі є оцінка впливу додаткових компонентів на корисний сигнал, що здійснюється статистичними методами кореляції (рис.1.11, в) [16].

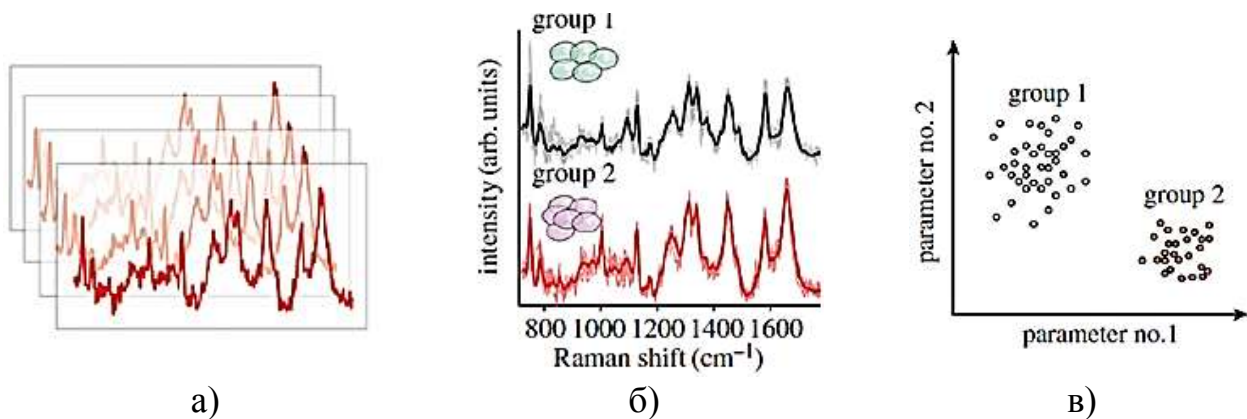


Рис.1.11. Основні етапи виділення корисного сигналу [16]:

а) комплексний раманівський спектр; б) виділений корисний сигнал; в) оцінка впливу додаткових складових на корисний сигнал

Основні складові комплексного раманівського сигналу наведені в таблиці 1.2 [16]. Саме ці складові можуть спричиняти труднощі при визначенні корисного сигналу.

Розглянемо чинник, що можуть вносити похибку при вимірювання концентрації глюкози методом раманівської спектроскопії [2]:

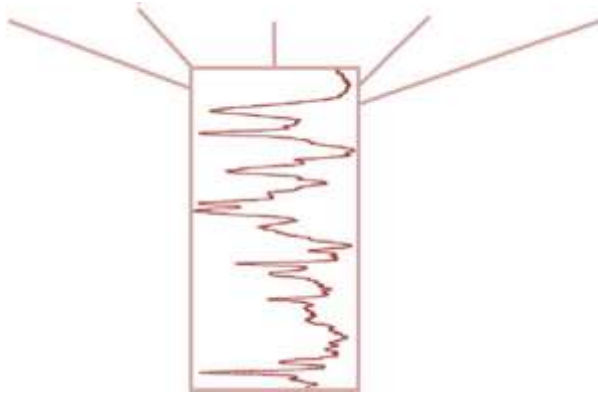
а) спектри типових фізіологічних концентрацій глюкози в шкірі в кілька сотень разів нижче, ніж комплексний спектр;

б) навіть при дослідженнях на довжині хвилі 830 нм може виникнути флуоресцентний фон;

в) піки комбінаційного розсіювання від інших біомолекул перекриваються;

г) оптичні властивості тканини, а також глибина проникнення зондуючого випромінювання впливають на сигнал.

Таблиця 1.2. Основні складові, що утворюють комплексний раманівський сигнал [16]

Комплексний раманівський спектр	Кістки	Молекули	Основні клітинні компоненти	Зв'язок з метаболізмом та біологічними функціями
	C-H _n	кислотні компоненти жирів	Ліпіди: насичені та ненасичені жири	ліпідний та фосфоліпідний синтез, мембранне сполучення, збереження енергії
	C=H			
	COOH			
	O-P-O			
	O-P-O	A, G	DNA, RNA	синтез нуклеїнових кислот, перенесення енергії або реактивних хімікатів
	NH, NH ₂			
	C-C/C-N			
	C≡C			
	C=O	α-helix/ β-sheet α-helix α-helix/ β-sheet β-sheet цистийн дисульфід	Білки: аланін, Arg, Asp, цитохром c	синтез амінокислот, мітохондріальна функція, інші функції
	C=N			
	S-CH ₂			
	S=S			
	C ₆ ring	Phe, Try, Tyr, Lys,... Pro	Ароматичні сполуки	синтез імідазолу та циклічного кільця, L-глутаматний, гормональний та вітамінний синтез
	NH ₂			
	C ₅ ring			
(COH ₂) _n	вуглеводи гем. групи алкоголь алкін інші молекули	Вуглеводи	синтез вуглеводів, виробництво енергії, процеси біологічного розпізнавання інші функції	
Fe-O ₂				
R-OH				
C≡C				
COOH				

1.4. Огляд та аналіз засобів інтелектуальної власності

В даному розділі розглянуто принцип роботи неінвазивних та інвазивних методів, що можуть бути використані для аналізу крові.

Першим розглянемо пристрій та метод неінвазивного дослідження концентрації газів та аналітів крові, що базується на раманівській спектроскопії та ІЧ-випромінюванні ближнього діапазону [17]. Принцип роботи пояснюється структурно-функціональною схемою, наведеною на рис.1.12.

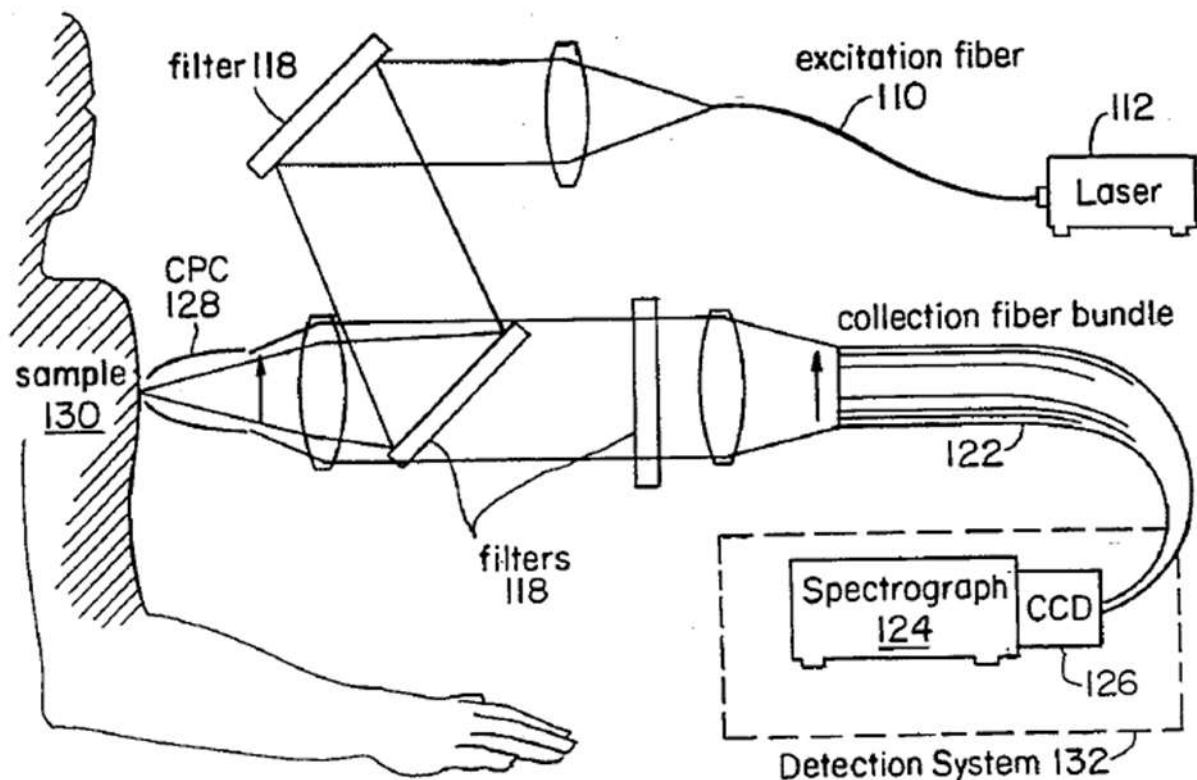


Рис.1.12. Структурно-функціональна схема пристрою для дослідження концентрації газів та аналітів крові [17]: 110 – волокно, 112 – лазер, 118 – фільтр, 122 – волоконний джгут, 124 – спектрограф, 126 – приймач, 128 – параболічний концентратор, 130 – зразок дослідження

Випромінювання від лазерного джерела світла 112 (довжина хвилі 830 нм, з ширина лінії <10 ГГц, потужність близько 200 мВт) через оптичне волокно 110, діаметром 50 мкм направляється на лінзу, розширюється та через два голографічні фільтри 118 за допомогою іншої лінзи концентрується у вигляді плями освітлення діаметром 50 мкм на досліджуваній ділянці зразку 130 [17].

Для збору розсіяного назад випромінювання після взаємодії з аналітами та газами крові, що знаходяться в тканинах шкіри, в даній схемі використано параболічний концентратор 128 та джгут оптичних волокон 122, що між собою узгодженні. Схематичний вигляд даних елементів показано на рис.1.13. Для відсікання релеївської компоненти між цими елементами розміщено голографічний фільтр 118. Джгут 122 з'єднаний з приймачем випромінювання 126, що передає сигнал на спектрограф 124 для подальшого аналізу [17].

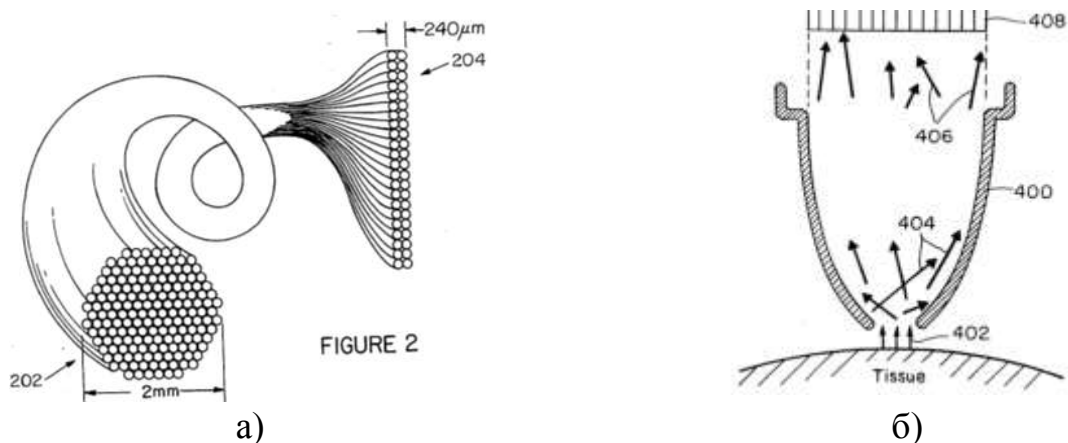


Рис.1.13. Схематичний вигляд приймального джгута волокон (а) та параболічного концентратора [17]: 202 – джгут волокон, 400 – параболічний концентратор, 402 – розсіяне назад випромінювання біологічною тканиною, 404 та 406 – напрямки розсіяних променів, 408 – волоконний джгут

Волоконний джгут складається з 200 волокон, що мають числову апертуру 0,29 внутрішнього сердечника діаметром 100 мкм і діаметр оболонки 140 мкм. На дистальному кінці джгута 202 волокна групуються в окружність діаметром 2 мм, яка відповідає вихідному розміру концентратора 400 (рис.1.13, б). Проксимальний кінець джгута 204 забезпечує можливість взаємодії з приймальним пристроєм (ПЗЗ) і в даному випадку волокна розташовані в 2 колонах по 100 волокон [17].

Оскільки, як було сказано вище, кількість раманівських фотонів менша приблизно в 4 рази за релеївських, то важливою задачею є збір та передача якомога більше розсіяного випромінювання. Параболоїдний концентратор забезпечує передачу випромінювання на оптичні волокна джгута приблизно на 96 %. Розміри параболічного концентратора визначаються f -числом та шириною щілини конкретного оптичного носія [17].

Наступним розглянемо інвазивний раманівський аналізатор аналітів крові, що може бути використаний для визначення концентрації глікозильованого гемоглобіну (Hb Alc) та альбуміну, на основі яких можна зробити висновок про середній рівень глюкози [18]. Принцип роботи даного пристрою пояснюється структурно-функціональною схемою, показаною на рис.1.14.

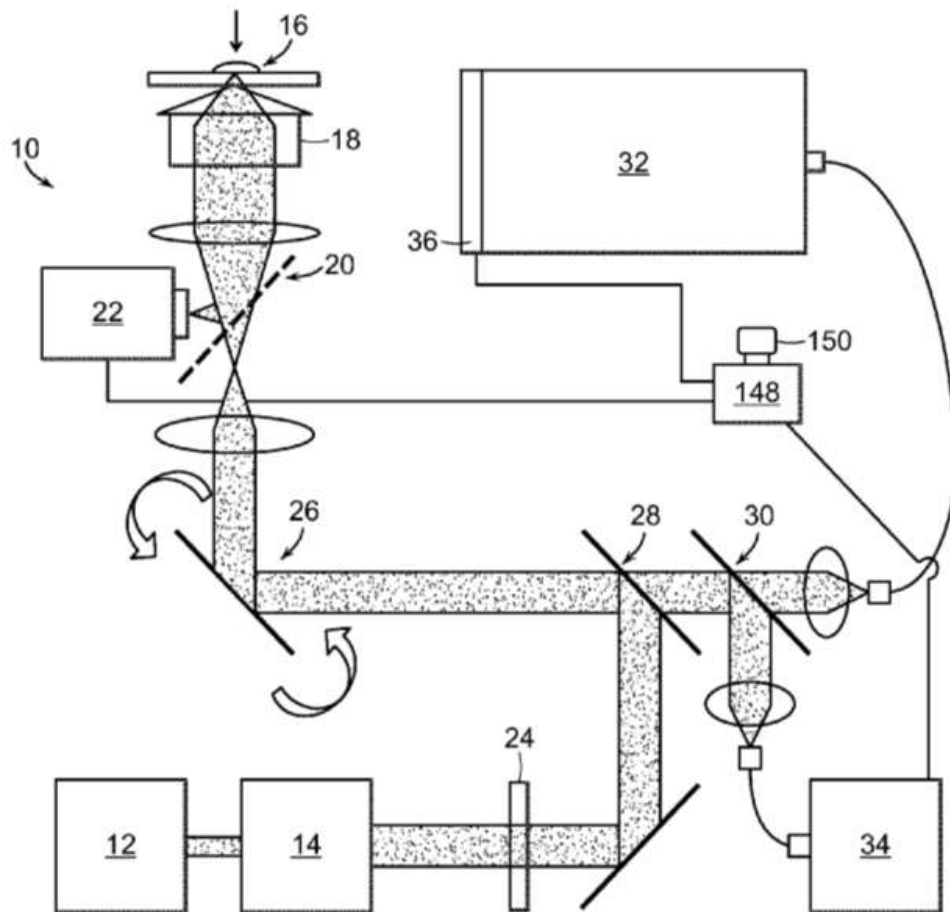


Рис.1.14. Структурно-функціональна схема раманівського аналізатору крові [18]:
 12 – лазер Nd-YAG, 14 – лазер Ti:Sapphire, 16 – зразок, 18 – об'єктив,
 20 – напівпрозоре дзеркало, 22 – ПЗЗ, 24 – фільтр, 26 – поворотне дзеркало, 28
 та 30 – дихроїчні дзеркала, 32 – приймач, 34 – фотопомножувач,
 36 – інтегрований детектор, 148 – ПК, 150 – дисплей

Перший варіант аналізатора, запропонованого авторами [18] працює наступним чином. Лазерне джерело світла Nd-YAG 12 є джерелом накачки для Ti:Sapphire лазера 14, що виконує роль збуджувача. Біологічний зразок 16 розташований на предметному столику над об'єктивом 18, який в даному випадку є імерсійним (Olympus UPLSAPO60XWIR 60x/1.20). Напівпрозоре

дзеркало 20, що розміщене після об'єктиву, дозволяє спостерігати наскільки чітке зображення зразку на ПЗС 22. Колімований промінь від джерела 14 світла фільтрується на оптичному елементі 24 та перенаправляється на рухоме дзеркало 26 гальванометра першим дихроїчним дзеркалом 28. В свою чергу, дзеркало 26 передає розсіяне назад зразком випромінювання через дихроїчні дзеркала 28 та 30 на приймачі 34 та 32.

Компоненти системи приймачів 34 та 32 можуть бути з'єднані з процесором даних або комп'ютером 148 для забезпечення обробки зображень і аналізу спектральних даних. Спектральні дані можуть зберігатися в пам'яті і відображатися за допомогою дисплея 150.

Наступним розглянемо метод стимульованої раманівської спектроскопії, що може бути використанна для дослідження концентрації глюкози неінвазивно в оці пацієнта. Даний метод запропонований авторами [19], та пояснюється структурно-функціональною схемою, показаною на рис.1.15.

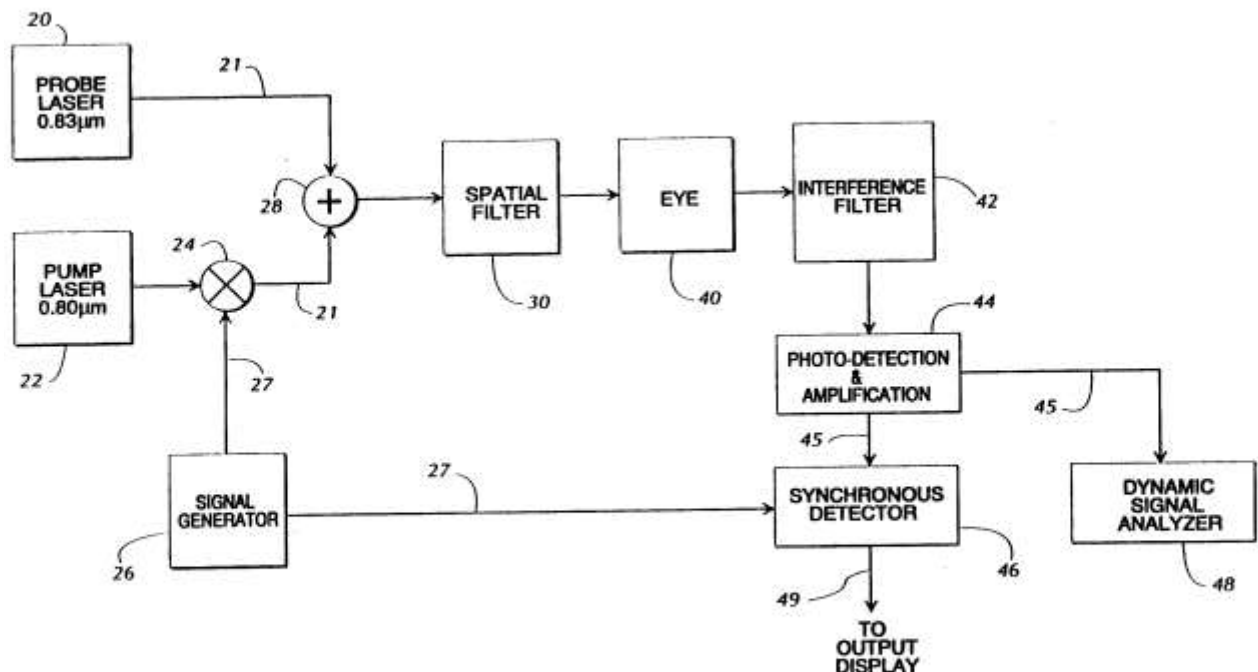


Рис.1.15. Структурно-функціональна схема стимульованого раманівського аналізатору [19]: 20 – лазер зонduючий 830 нм, 21 – волокно, 22 – лазер накачки 800 нм, 24 – розгалужувач, 26 – генератор сигналу, 27 – вихідний сигнал генератору, 28 – розгалужувач, 30 – просторовий фільтр, 40 – око, 42 – фільтр, 44 – фотоприймач з підсилювачем, 45 – вихід фотоприймача, 46 – синхронізуючий детектор, 48 – аналізатор, 49 – вихід на дисплей

Зондуючий лазер 20 та лазер накачки 22 випромінюють монохроматичні лазерні промені. Відносна різниця між цими двома лазерними пристроями регулюється так само, як і зсув довжини хвилі одного з найбільших спонтанних комбінаційних піків для глюкози D, 518 см^{-1} .

Зондуючий лазер 20 працює на довжині хвилі приблизно 0,83 мікрометрів та має вихідну потужність 20 мВт, яка повинна залишатися практично постійною протягом часу, щоб мінімізувати похибку вимірювання. Таким чином, чутливість системи безпосередньо пов'язана зі здатністю підтримувати постійну вихідну потужність лазера.

Лазер накачки 22 працює на довжині хвилі приблизно 0,8 мікрометрів та має вихідну потужність 100 мВт. Вихідна потужність лазера накачки зазвичай обирається в 5 разів більшою, ніж зондує чого.

Лазерний промінь накачки модулюється по амплітуді зміщеним прямокутним сигналом від генератора сигналів 26. Вихідний сигнал лазера накачки 22 має вигляд зміщеної прямокутної хвилі, з максимальною амплітудою приблизно в 100 мВт та мінімальною – приблизно 0 мВт.

Зондуючий лазерний промінь та амплітудно-модульований лазерний промінь накачки подаються на волоконно-оптичний розгалужувач 28 за допомогою оптичних волокон 21. Оскільки в оптичних волокнах 21 та розгалужувачі 28 втрачається частина потужності, то об'єкту дослідження 40 досягає випромінювання, потужністю близько 25 мВт. Просторовий фільтр 30 перетворює інтенсивність поперечного перерізу в розподіл Gaussian, що дозволяє сфокусувати лазерні промені на об'єкті 40.

При взаємодії з гуморальною рідиною в оці 40, відбувається зміщення частоти лазерних променів, що залежить від концентрації глюкози. Промені, що виходять з ока після взаємодії пропускаються через набір каскадних інтерференційних фільтрів 42, що відрізають довжину зондуєчого лазерного випромінювання. Далі оптичний сигнал в приймачі 44 з вбудованим АЦП перетворюється в електричний та в синхронізаторі 46 порівнюється з вхідним сигналом. Результати відстежуються на дисплеї.

Наступним розглянемо патент на спосіб розрізнення кальцинованої атеросклеротичної тканини та фіброзної атеросклеротичної тканини або нормальної серцево-судинної тканини, що також базується на методі раманівської спектроскопії [20]. Принцип роботи даного способу пояснюється структурно-функціональною схемою, показаною на рис.1.16.

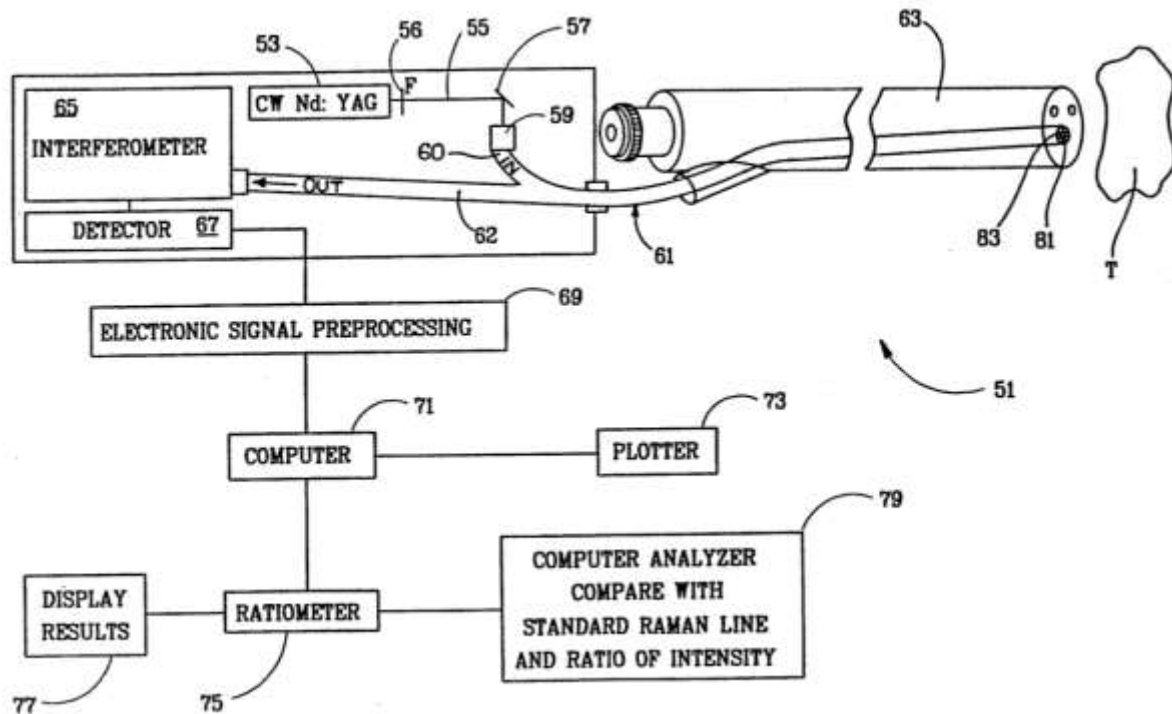


Рис.1.16. Структурно-функціональна схема способу тестування серцево-судинної тканини [20]: 53 – лазерне джерело, 55 – вхідний промінь, 56 – блок фільтрації, 57 – дзеркало, 59 – конектор, 60 – вхідна гілка, 61 – вхідна гілка, 62 – вихідний волоконний джгут, 65 – інтерферометр, 67 – детектор, 69 – блок попередньої обробки сигналу, 71 – ПК, 73 – плотер, 75 – вимірювач, 77 – дисплей, 79 – аналізатор раманівського спектру, 81, 83 – дистальний кінець волоконного джгута, Т - тканина

Запропонована система може проводити *in vivo* або *in vitro* тестування зразків серцево-судинної тканини для визначення їх стану. ІЧ неперервний монохроматичний пучок світла 55 виходить з лазера Nd: YAG 53. Промінь 55 спочатку проходить через комбінований блок фільтрації щільності 56 та за допомогою дзеркала 57 проходить через з'єднувач 59 та попадає вхідну гілку 60 ендоскопу. Розсіяне тканиною світло потім передається назад через вихідну гілку 62 та збирається в інтерферометрі Майкельсона 65. Отримана інтерферограма фіксується детектором 67 та передається в блок попередньої обробки

1.5. Огляд та аналіз пристроїв для неінвазивного аналізу крові

В даному розділі приведено огляд та аналіз сучасних пристроїв, що можуть бути використані для неінвазивного визначення концентрації крові. Даний аналіз показав, що на сьогоднішній день немає пристрою, який би з відповідною точністю визначав цей показник. Всі пристрої знаходяться в режимі тестування. Тому технічні характеристики виробниками не надаються.

Першим розглянемо неінвазивний пристрій C8 MediSensors (Каліфорнія), робота якого базується на раманівському розсіянні світла [21]. Зовнішній вигляд такого глюкометра навезено на рис.1.18.



Рис.1.18. Зовнішній вигляд глюкометра «C8 MediSensors» [21]

Даний пристрій представлений у вигляді клейкого датчику, що має зв'язок зі смартфоном. Датчик клеїться на живіт пацієнта та працює в режимі реального часу. При зміні концентрації глюкози змінюється характер розсіяння, сигнал поступає на телефон, що сигналізує пацієнта та його лікаря. Крім цього, може підключатись паралельно окремий модуль, який вводить інсулін за необхідності [21].

На даному етапі пристрій пройшов перевірку Єврокомісії та проходить стадію випробувань [21].

Наступним розглянемо ще один оптичний неінвазивний вимірювач глюкози – «Глюкоскан» (Росія) [22]. Зовнішній вигляд даного глюкометра наведено на рис.1.19.



Рис.1.19. Зовнішній вигляд глюкометра «Глюкоскан» [22]

В основі даного пристрою також лежить ефект раманівського розсіюння. Отримані результати виводяться на індикаторі верхньої кришки. В даному випадку вимірювальною ділянкою є палець пацієнта, що не є дуже зручним при постійному моніторингу.

Принцип роботи аналогічний попередньому пристрою – при зміні концентрації цукру змінюється раманівське розсіюння, отримані дані порівнюються з відомим спектром, на основі чого пристрій робить висновок про концентрацію глюкози [22]. Похибка вимірювання приблизно складає 8%.

Ще одним неінвазивним пристроєм для вимірювання концентрації глюкози є «Glucotrack DF F» (Ізраїль). Зовнішній вигляд даного глюкометра наведено на рис.1.20.



Рис.1.20. Зовнішній вигляд глюкометра «Glucotrack DF F» [23]

Даний тип біоаналізаторів поєднує в собі ультразвукову, теплову та електромагнітну діагностику, що значно підвищує точність вимірювань. На даному етапі глюкометр пройшов ряд клінічних досліджень, які за словами розробників співпадають зі значенням лабораторних аналізів [23].

Датчик-кліпса розміщується на вусі пацієнта, яку необхідно змінювати один раз на шість місяців. Пристрій може також передавати інформацію на ПК. До недоліків, крім часткої заміни датчиків, можна віднести незручність моніторингу в реальному часі.

Ще одним неінвазивним пристроєм, що також на даний момент на стадії розробки, є «GlucoVista CGM-350» (Ізраїль) [24]. Зовнішній вигляд даного глюкометру наведено на рис.1.21.



Рис.1.21. Зовнішній вигляд глюкометру «GlucoVista CGM-350» з підключенням до смартфона (а) та браслету (б) [24]

Дана технологія використовує інфрачервоне випромінювання та спеціальну оптико-електронну систему, що дозволяє реєструвати зміни цукру в крові. В роботі пристрою закладено складний алгоритм, що визначає концентрацію глюкози та передає дані на смартфон по бездротовому зв'язку.

Пристрій знаходиться на етапі патентування технології та проведення доклінічних випробувань.

1.6. Розробка та розрахунок неінвазивного раманівського спектроаналізатору крові

1.6.1. Призначення та загальний вигляд

Провівши аналіз засобів та методів інтелектуальної власності в роботі запропоновано використати еліпсоїдальний концентратор замість параболічного, структурна схема якого наведена на рис.1.12. Це дасть змогу збільшити діаметр робочого вікна та зібрати більше розсіяного випромінювання. Крім того, особливість виготовлення такого елемента передбачає візуалізацію процесу. Схематично загальний вигляд запропонованого пристрою наведений на рис.1.22 та більш детально в додатку А на кресленні ДП.ПБ-351.1702.002.

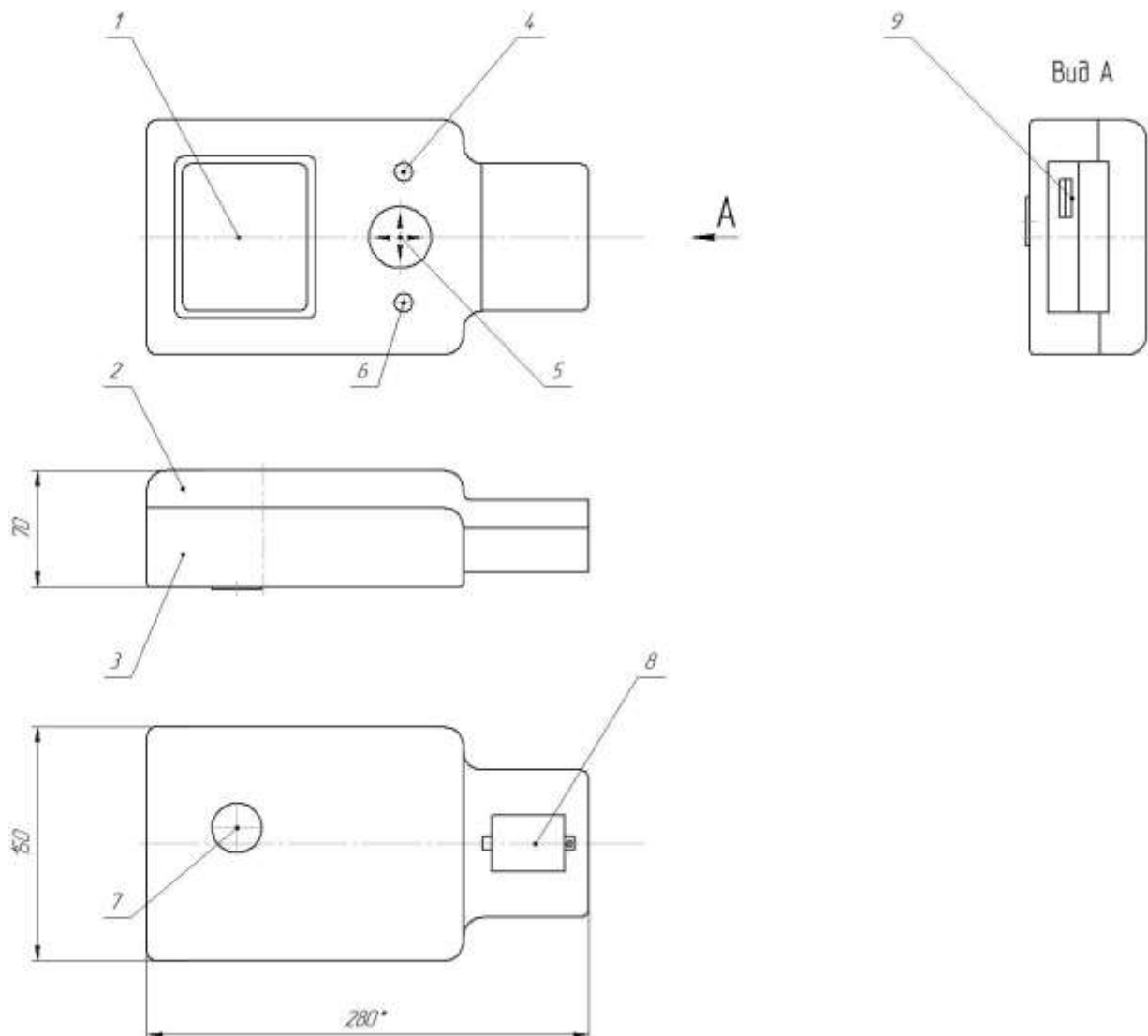


Рис.1.22. Схематичний загальний вигляд НРСК: 1 – індикаторна панель, 2 – кришка, 3 – основа, 4 – кнопка ввімкнення, 5 – джойстик, 6 – індикатор, 7 – робоче вікно, 8 – батарейний відсік, 9 – USB-вихід

Пристрій працює наступним чином. Для початку роботи необхідно зняти з робочого вікна 7 захисну заглушку та встановити пристрій на досліджувану ділянку (зона плеча пацієнта). Далі натиснути кнопку 4, що запустить роботу пристрою. Про початок роботи свідчить сигнал світлодіоду 6. Процедура збору випромінювання триває приблизно хвилину. Після завершення процедури, на екрані заявляється напис – завершення роботи та графік спектру.

Джойстиком 5 можна обрати відповідну ділянку дослідження, а також відповідний спектр, з яким буде порівнюватись отриманий сигнал. Для передачі сигналу на ПК використовується USB-вихід 9, що може також слугувати як зарядка. Пристрій оснащений батареєю, що розміщена у батарейному відсіку 8.

Технічні характеристики пристрою визначаються вхідним характеристиками світлодіоду, а також обмежуються характеристиками, що відповідають за живлення всіх його елементів та складових. Тому для коректної роботи пристрою повинен використовуватися блок стабілізації напруги, яка зведе напругу всіх елементів до єдиної. Крім того, на характеристики впливають особливості оптичних елементів. Основні технічні характеристики НРСК наведені в таблиці 1.3.

Таблиця 1.3. Технічні характеристики НРСК

Параметр	Значення
Довжина хвилі, нм	830
Вихідна потужність, мВт	200
Діаметр пучка, мм	1,6
Діаметр робочого пучка, мм	4,5
Напруга живлення, В	12
Габаритні розміри, мм	70x280x150

Для більш детальної розуміння роботи пристрою та його складових розроблено структурно-функціональну схему неінвазивного раманівського спектроаналізатору крові.

1.6.2. Розробка структурно-функціональної схеми неінвазивного раманівського аналізатору

1.6.2.1. Принцип роботи та основні складові

В даному розділі розроблено структурно-функціональну схему, що пояснює принцип роботи неінвазивного раманівського спектроаналізатору крові (НРСК) та наведена на рис.1.23 та в додатку А на кресленні ДП.ПБ-з51.1702.003 СХ.

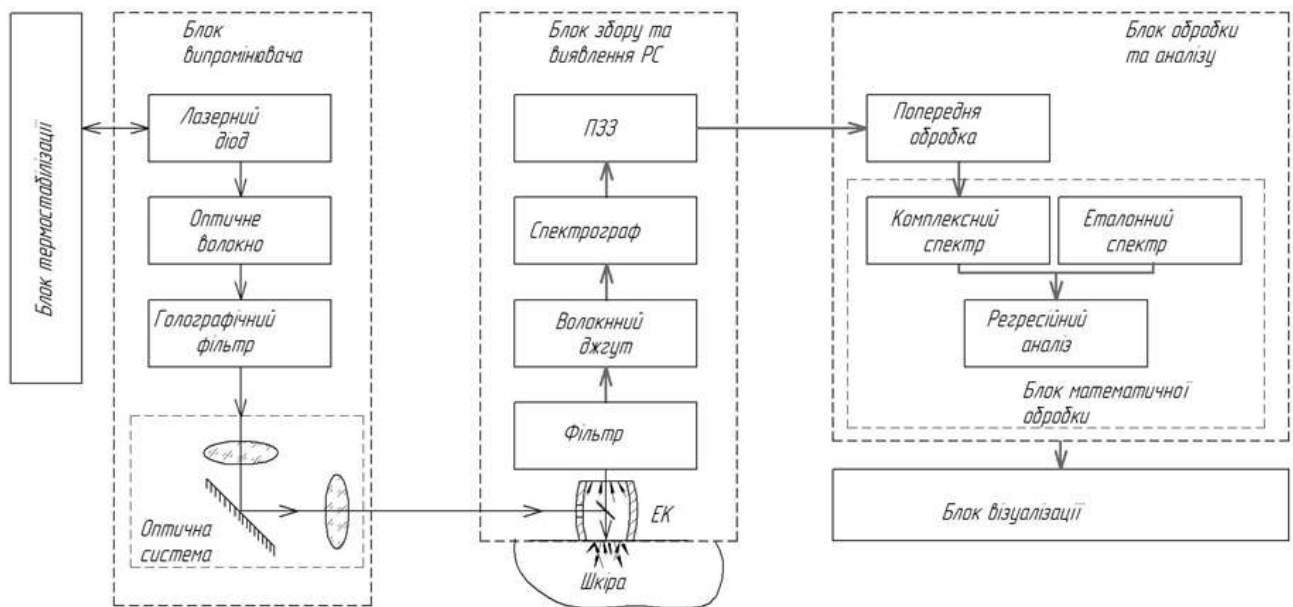


Рис.1.23. Структурно-функціональна схема НРСК

НРСК складається з шести блоків: блоку випромінювача, блоку стабілізатора напруги, блоку збору та виявлення раманівських спектрів (РС), блоку обробки та аналізу і блоку візуалізації.

Випромінювання від лазерного діоду, напруга якого стабілізується відповідним блоком, потрапляє в оптичне волокно та через голографічний фільтр в оптичну систему, що направляє випромінювання в еліпсоїдальний концентратор. Голографічний фільтр відфільтровує фоновий шум випромінювання, що може виникнути в оптичному волокні.

Еліпсоїдальний концентратор (ЕК) за допомогою спеціального оптичного елементу направляє лазерне випромінювання на досліджуваний зразок шкіри. Після взаємодії з аналітами крові, розсіяне назад випромінювання збирається в нижній фокальній площині ЕК та відбиваючись від його стінок, збирається у

верхній. При цьому, на їх шляху знаходиться фільтр, який пропускає тільки раманівське випромінювання. Після проходження фільтру, раманівське розсіяне випромінювання попадає на дистальний кінець волоконного джгута, що знаходиться у фокусі ЕК та має загальний діаметр, що відповідає подвійному фокальному параметру ЕК. Інший кінець волоконного джгута відповідає формі вхідного вікна спектрографу. В даному випадку волокна розміщені в два ряди. Розкладене на спектр випромінювання передається на ПЗЗ камеру у вигляді комплексного спектру раманівського розсіяння.

В блоці попередньої обробки усуваються фонові шуми, відбувається корекція білого світла та ін. Очищений комплексний спектр порівнюється з еталонним та за допомогою регресійного аналізу методом найменших квадратів визначається рівень концентрації глюкози. Отримані дані виводяться на блок візуалізації.

1.6.2.2. Вибір елементної бази

В даному пункті проведено вибір та аналіз елементної бази, що буде використана при розробці блоку випромінювача та частково блоку збору та виявлення раманівського спектру.

Лазерний діод. Вибір основних характеристик лазерного діоду (ЛД), а саме довжини хвилі та потужності, залежить від особливостей його використання в дослідженнях. В даному випадку спектр поглинання молекул глюкози показав, що пік поглинання, який не перекривається іншими молекулами, знаходиться на довжині хвилі 830 Нм. Відповідно до проведеного теоретичного аналізу в п.1.1.3, також встановлено, що потужність раманівського сигналу в чотири рази нижча ніж релеївського. Крім того, проходячи через оптичні елементи, потужність також зазнає деяких енергетичних втрат, що будуть розраховані в п.1.6.3. Виходячи з вище сказаного, запропоновано в роботі використати лазерний діод L830P200 [25], зовнішній вигляд якого показано на рис.1.24, а основні технічні характеристики наведені в таблиці 1.4.

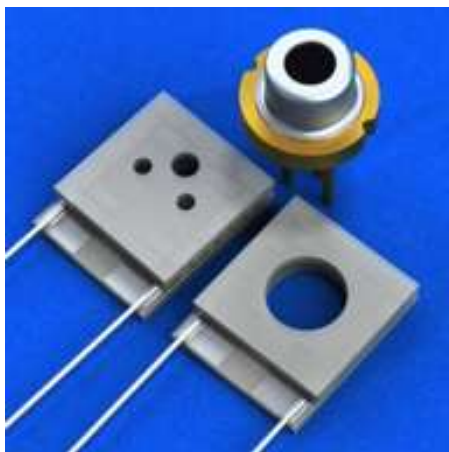


Рис.1.24. Зовнішній вигляд лазерного діоду L830P200 [25]

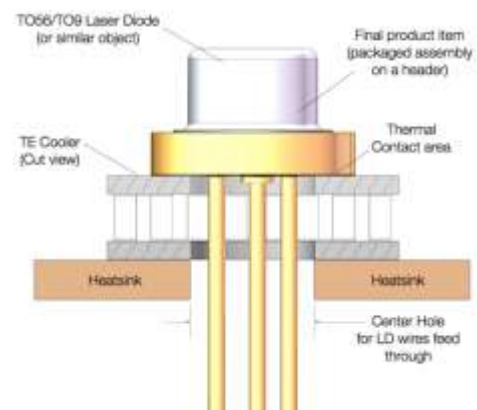
Таблиця 1.4. Технічні характеристики ЛД L830P200 [25]

Параметр	Значення
Потужність, мВт	200
Довжина хвилі, нм	830
Діаметр пучка, мм	1,6
Діаметр корпусу, мм	5,6

Термоелектричний елемент. Для стабілізації лазерного діоду можуть в роботі використано елемент Пельтьє – TEC 1MD06-032-xxH [26], загальний вигляд та підключення до лазерного діоду якого показано на рис.1.25. Особливістю даного пристрою є те, що він дає можливість прямого підключення ЛД, тобто без використання додаткових елементів.



а)



б)

Рис.1.25. Загальний вигляд (а) та методика підключення термоелектричного елементу TEC 1MD06-032-xxH [26]

Особливості електричної схеми підключення даного елементу будуть розглянуті в пункті 1.6.4.

Фільтри. В даному пристрої використовується два типи фільтрів Omega [27]. Перший тип для відсікання шкідливого розсіяння, що може виникнути при проходженні падаючого випромінювання у вхідному оптичному волокні, а другий тип - навпаки, пропускання раманівського розсіяння, спричиненого молекулами глюкози, та відсікання падаючого (релеївського) випромінювання. Смуги пропускання відповідних фільтрів наведені на рис.1.26.

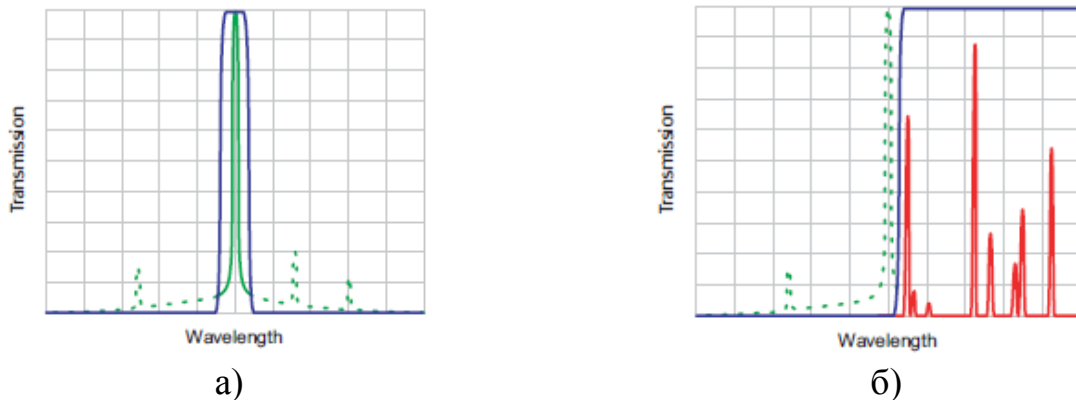


Рис.1.26. Смуга фільтру для пропускання падаючого випромінювання (а) та раманівського [27].

На основі обраної елементної бази розроблено оптичну схему НРСК (п.1.6.3), електричну схему стабілізатора (п.1.6.4), а також запропоновано конструкції блоку випромінювача та частково блоку збору та виявлення раманівського спектру.

1.6.3. Розробка оптичної схеми

1.6.3.1. Габаритний розрахунок

Відповідно до структурної схеми та поставленої в роботі задачі необхідно забезпечити параметри наступних оптичних елементів: еліпсоїдального концентратора, розширювача пучка та клину.

Еліпсоїдальний концентратор (ЕК). Основними параметрами еліпсу є ексцентриситет e та фокальний параметр p (рис.1.28), що визначаються за наступними формулами, відповідно [28]:

$$e = \frac{c}{a}, \quad c = \sqrt{a^2 - b^2} \quad \text{та} \quad p = \frac{b^2}{a}, \quad (1.1)$$

де c – фокусна відстань, a – більша напіввісь, b – менша напіввісь.

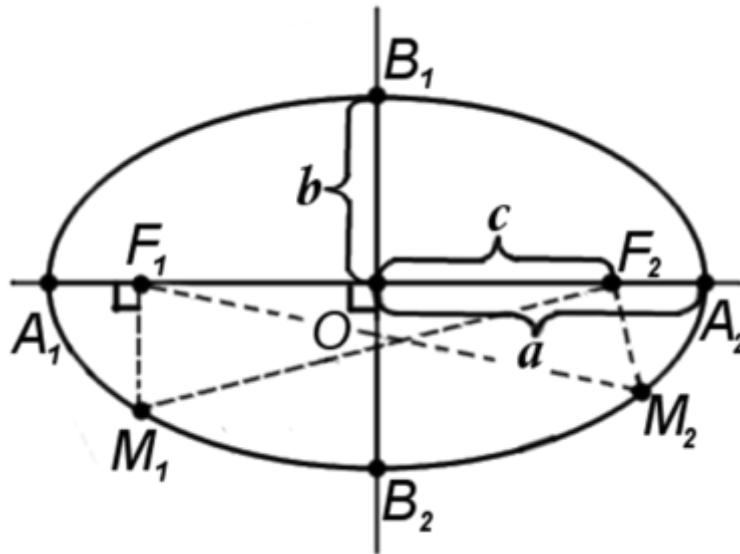


Рис.1.28. Схематичне пояснення параметрів еліпса [29]

Виходячи з конструктивних особливостей, задамо наступні параметри еліпсу: фокальний параметр $p = 5$ мм, меншу напіввісь $b = 10$ мм. Далі за формулами 1.1 розрахуємо велику напіввісь a та ексцентриситет e :

$$a = \frac{100}{5} = 20 \text{ мм}$$

Тоді фокусна відстань буде дорівнювати:

$$c = \sqrt{a^2 - b^2} = \sqrt{20^2 - 10^2} = 17,3 \text{ мм},$$

а ексцентриситет

$$e = \frac{17,3}{20} = 0,865.$$

Отже, після проведених розрахунків було отримано наступні параметри еліпсоїдального концентратора: $p = 5$ мм, $e = 0,86$, $a = 20$ мм, $b = 10$ мм та $c = 17,3$ мм.

Крім цього, необхідно розрахувати розміри отвору для розміщення оптичного елемента для передачі випромінювання до досліджуваної ділянки. Оскільки діаметр пучка лазера становить 1,6 мм (таблиця 1.4), а розмір вихідного вікна ЕК – 10 мм, то відповідно до конструктивних міркувань, розмір плями, що буде формуватись на шкірі, може становити близько 4,5 мм. також необхідно врахувати елементи кріплення. Виходячи з цього, можна зробити висновок, що діаметр отвору – 8 мм.

Ще одним важливим моментом є отримання дзеркальної внутрішньої поверхні ЕК. При виготовленні такого оптичного елемента методом траєкторного копіювання [30, 31] дзеркальність поверхні отримують шляхом шліфування, а при 3D – друці – шляхом нанесення спеціального покриття [32].

Такий тип концентраторів досить непогано себе зарекомендував при неінвазивній глюкометрії на проходження випромінювання через палець [33].

Розширювач пучка. Оптика повинна забезпечити розширення пучка від 1,6 до 4 мм, а також забезпечити мінімальні аберації після виходу з волокна. В цьому випадку доцільно використати фокон, однак ним не можна регулювати розмір діаметру пучка. Тому запропоновано двох-лінзову систему, яка дасть змогу змінювати ширину пучка. Для усунення аберацій кривизна лінзи, що на яку падає випромінювання від світлодіоду, наближається до сферичної. Розрахуємо габаритні розміри цієї системи за допомогою програмного забезпечення АСОК.

Схематичний вигляд першого лінзового компоненту наведений на рис.1.29.

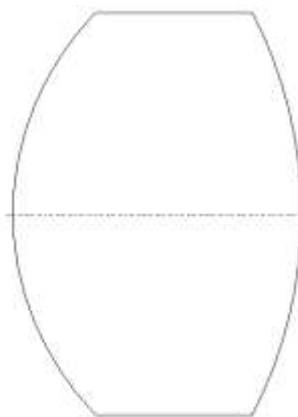


Рис.1.29. Схематичний вигляд першої лінзи

Відповідно до проведеного розрахунку отримано наступні параметри першої лінзи:

Задня фокусна відстань $f' - 2$ мм

Світловий діаметр – 4 мм

Радіус кривизни першої поверхні лінзи – 2,481073 мм

Радіус кривизни другої поверхні лінзи – 3,258889 мм

Осьова товщина лінзи – 2 мм

Товщина на краю лінзи – 1,09 мм

Марка скла лінзи – К8

Схематичний вигляд другого лінзового компоненту наведений на рис.1.30.

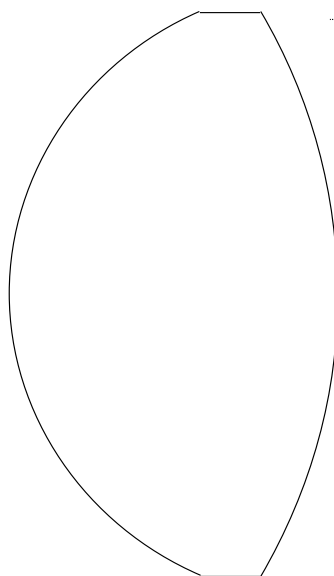


Рис.1.30. Схематичний вигляд другої лінзи

Відповідно до проведеного розрахунку отримано наступні параметри першої лінзи:

Задня фокусна відстань $f' - 6$ мм

Світловий діаметр – 10 мм

Радіус кривизни першої поверхні лінзи – -5,471798 мм

Радіус кривизни другої поверхні лінзи – 10,15474 мм

Осьова товщина лінзи – 5,6 мм

Товщина на краю лінзи – 1,035 мм

Показник заломлення скла лінзи – 1,69

Клин. Розмір плями на шкірі становить 4,5 мм. Виходячи з габаритних розмірів ЕК, елементів кріплення та необхідного розміру плями з конструктивних міркувань можна назначити наступні габаритні розміри даного оптичного елемента, що наведені на рис.1.31.

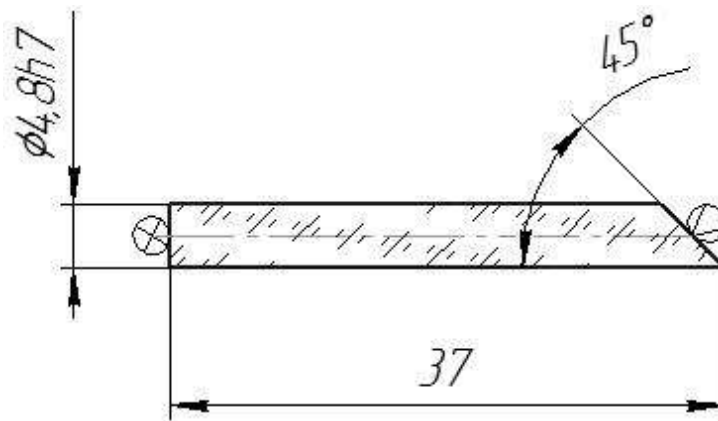


Рис.1.31. Габаритне креслення клину

На передній торець необхідно нанести просвітлюючі покриття, а на задній – дзеркальне. На інші поверхні – матове.

1.6.3.2. Принцип роботи оптичної схеми

На основі проведених розрахунків розроблено оптичну схему освітлювально-передавального каналу, наведену на рис.1.32, а також в додатку А на кресленні ДП.ПБ-351.1702.004 Сх.

Лазерне випромінювання від джерела 1 потрапляє в оптичне волокно 2 та через голографічний фільтр 3 в розширювач, що представлений двома лінзами 4 та 5. Голографічний фільтр 3 призначений для виключення додаткового збудження світла, що може виникнути в оптичному волокні 2.

Розширювач виконаний таким чином, що дає змогу збільшувати діаметр лазерного пучка з 1,6 до 4,5 мм. Розширене колімоване випромінювання через оптичний клин 6 потрапляє на досліджувану ділянку у вигляді плями, діаметром в 4,5 мм.

Після взаємодії з біологічним об'єктом, випромінювання збирається в нижній площині ЕК 7, те передається у верхню, де знаходиться фільтр 8.

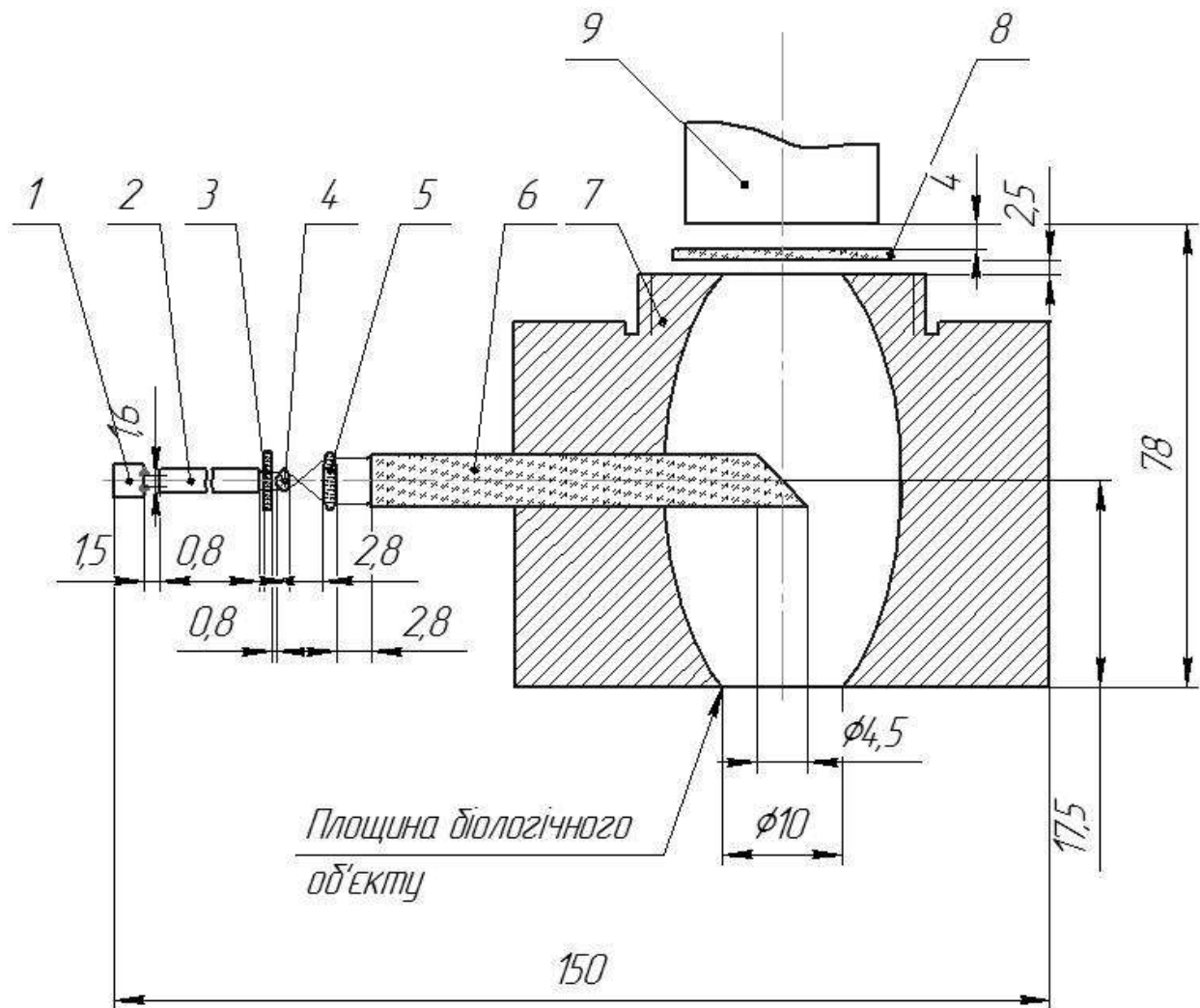


Рис.1.32. Оптична схема НРСК: 1 – лазерний діод, 2 – оптичне волокно, 3 – голографічний фільтр, 4 та 5 – розширювач, 6 – клин, 7 – еліпсоїд, 8 – фільтр, 9 – волоконний джгут

Фільтр 8 пропускає тільки раманівське випромінювання, яке виникає внаслідок взаємодії з молекулами глюкози. Далі випромінювання через оптичний джгут передається в блок обробки, де аналізується відповідно до запропонованої структурно-функціональної схеми (рис.1.23).

1.6.4. Розробка електричної схеми

1.6.4.1. Основні вимоги

Оскільки при використанні лазерних діодів досить високої потужності існує ймовірність їх перегрівання, що може спричинити нестабільність його роботи, тому запропоновано встановити блок стабілізації та контролю температури. Основними компонентами такого блоку можуть бути:

температурний датчик, блок вимірювання, блок порівняння, блок керування та блок охолодження. На основі цього, термостабілізатор може працювати наступним чином відповідно до блок-схеми, наведеної на рис.1.33.

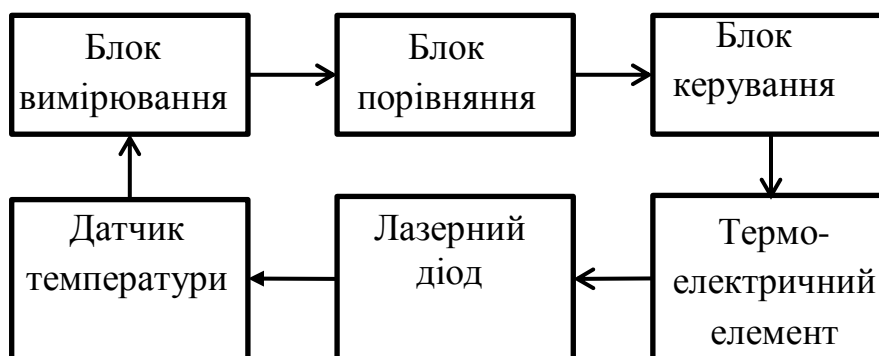


Рис.1.33. Блок-схема блоку стабілізації

Датчик температури постійно знаходиться в контакті з лазерним діодом та за допомогою блоку вимірювання передає її величину в блок порівняння. Блок порівняння оцінює стан температури, порівнюючи її значення з номінальним. Якщо температура вища за задану, блок керування приводить в роботу термоелектричний елемент, який понижує та стабілізує температуру лазерного діоду.

1.6.4.2. Принципи підключення термоелементу

Розглянемо принцип керування та підключення термоелементу – елементу Пельтьє, що може бути виконаний на мостовій схемі. Електрично-принципова схема підключення наведена на рис.1.3. та в додатку А на кресленні ДП.ПБ-з51.1702.005 Сх.

В залежності від того який сигнал поступив з блоку порівняння на блок керування, переставлений елементами плати 1 на рис.1.34, відбувається нагрівання або охолодження термоелементу Пельтьє. Це залежить від того, в яку сторону буде текти струм.

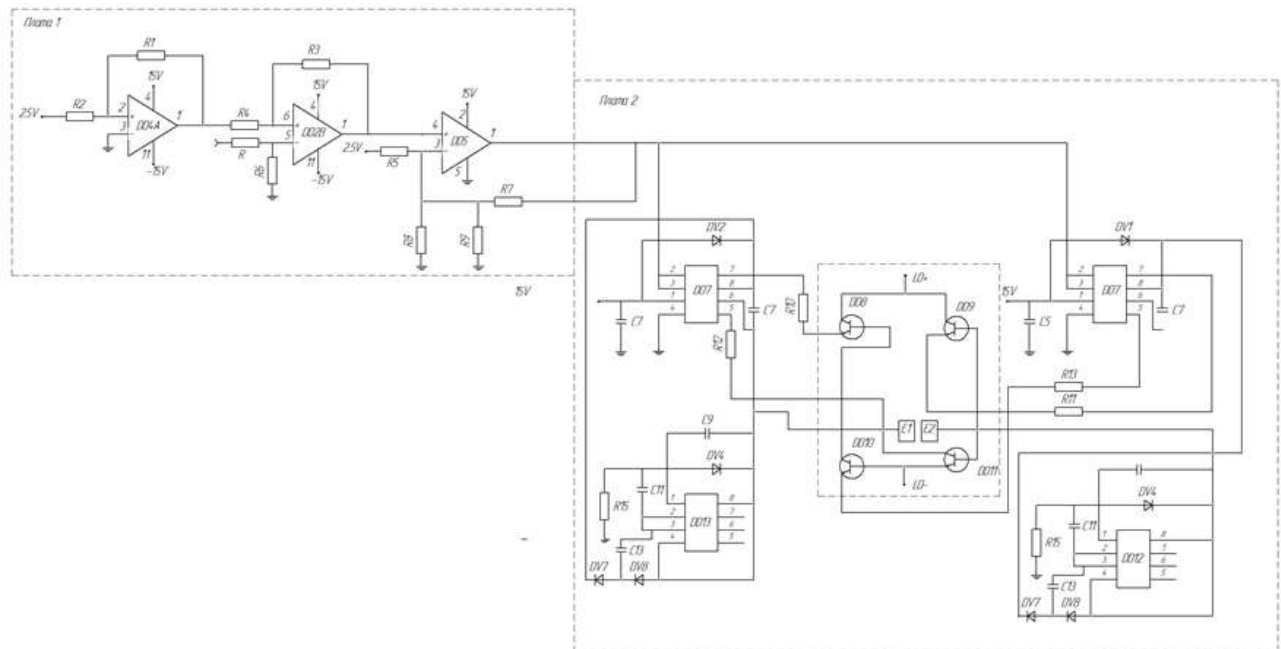


Рис.1.34. Електрична принципова схема

Для забезпечення деякого діапазону температур, при якому елемент Пельтьє буде працювати в одному з режимів, на інвертуючий вихід за допомогою резистивного дільника R подається 2,5 В. Зсув сигналу відбувається за допомогою двох операційних підсилювачів. Перший з них DD4A інвертує напругу 2,5 В, а другий – DD2B - - 2,5В з різниці сигналів.

Сигнал, отриманий з схеми керування, відповідає за перемикання транзисторів в синфазній мостовій схемі (плата 2).

Саме мостова схема (плата 2) дає змогу перемикати елемент Пельтьє з режиму охолодження в режим нагрівання та назад зміною полярності напруги що подається.

Сигнал з виходу компаратора DD5 поступає на два транзисторні драйвери DD6 та DD7. Драйвер DD6 має інверсні виходи, тому відкривати транзистори DD9 та DD10 він буде лише в тому випадку, коли з виходу комутатору буде подаватись низький рівень сигналу. Драйвер DD7 працює навпаки. Отже полярність напруги на елементі Пельтьє керується за допомогою одного з сигналів, що поступають з виходу компаратора DD5.

1.7. Несправності та методи їх усунення

Пристрій містить компоненти, що можуть вийти з ладу, а саме лазерний діод, елементи його підключення та стабілізації, спектрофотометр, приймач та інші. Розглянемо несправності, що можуть виникнути, а також методи їх усунення (табл.1.5).

Таблиця 1.5. Характерні несправності та методи їх усунення

Тип несправності	Причина та метод усунення
При ввімкненні пристрою не горить індикатор	Розрядилась батарея. Підключити через USB - вихід до зарядного пристрою. Якщо змін не відбудеться, замінити світлодіод.
Відсутнє випромінювання в робочому вікні	Перевірити живлення. Перевірити термін дії світлодіоду випромінюючого. Замінити світлодіод.
Помутніння зображення	Перевірити вхідне робоче вікно на наявність чужорідних елементів (пилу, вологи і т.д.)
Низький сигнал	Перевірити ступінь зарядки батареї

2. ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ

2.1. Розрахунок точності складальних робіт

У даному дипломному бакалаврському проекті буде розглянуто геометричну точність складання освітлювально-приймального блоку неінвазивного раманівського спектроаналізатору крові, а саме розмір ділянки для посадки лінзи розширювача пучка.

Розрахунок геометричної точності пристрою полягає у забезпеченні точності з'єднання деталей, їх взаємного розташування, а також точності між осями, точності його пересування, точності зазорів, натягів. Це основна характеристика якості приладу, яка підлягає обов'язковому виконанню, так як його точність впливає на якість інформації і отримання кінцевого результату вимірювання і діагностики [34].

В даному випадку розраховується допуск на посадку лінзи. Тому, задачею цього розрахунку є забезпечення високої точності замикаючої ланки $L_{зам}$, яку отримують при складанні розширювача пучка. Обраний розмірний ланцюг наведено на рис.2.1.

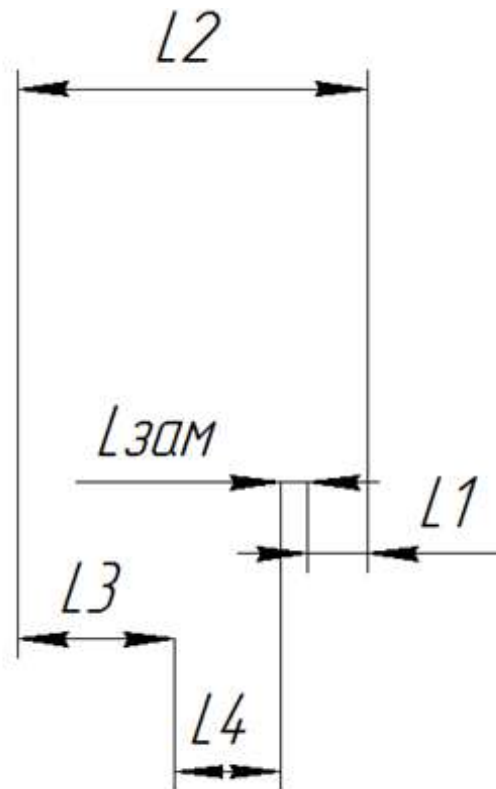


Рис.2.1. Розмірний ланцюг розширювача пучка

Згідно розмірної ланки, наведеної на рис.2.1 та креслення ДП.ПБ-з51.1702.006 (Додаток А) складемо таблицю 2.1 значень розмірів, їх допусків та типу ланки.

Таблиця 2.1. Значення розмірів, допусків та типу розмірних ланок

Позначення	Номинальне значення розміру, мм	Загальний допуск, δ мм	Тип
L1	6,5	-0.012	Зменшувальна
L2	34	-0.025	Збільшувальна
L3	15	-0.017	Зменшувальна
L4	10	-0.018	Зменшувальна

Знайдемо значення розміру та допуску замикаючої ланки методом прямої задачі, що описується 2.1 та 2.2, відповідно [34]:

Розміру шуканої замикаючої ланки знаходимо за формулою 2.1:

$$\Delta L_{зам} = \sum_{1}^{m-1} L_{зб} - \sum_{1}^n L_{зм}, \quad (2.1)$$

де $L_{зб}$ – розмір збільшувальної ланки, $L_{зм}$ – розмір зменшувальної ланки.

Відповідно до таблиці 2.1 підставимо значення та розрахуємо:

$$\Delta L_{зам} = (L_2) - (L_1 + L_3 + L_4) = 34 - (6.5 + 15 + 10) = 2.5 \text{ мм}$$

Загальний допуск замикаючої ланки визначається сумою всіх допусків за модулем [34]:

$$\delta_{зам} = \sum_{1}^{n-1} |\delta_i| \quad (2.2)$$

Підставивши в формулу відповідні значення з таблиці 2.1, отримаємо наступне значення допуску:

$$\delta_{зам} = 0,012 + 0,025 + 0,017 + 0,018 = 0,072$$

Для знаходження верхнього $BB_{зам}$ та нижнього відхилення $BH_{зам}$ замикаючої ланки використовують три загальновідомі методи: координатний, два екстремальних з урахуванням та без урахування номіналів [34].

Координатний метод: алгоритм полягає у знаходженні координати нульової лінії кожного розміру зменшувальних $K_{jзм}$ та збільшувальних $K_{iзб}$, за якими розраховують координати нульової лінії $K_{зам}$ за формулою 2.3

$$K_{зам} = \sum_1^m K_{i_{зб}} - \sum_1^q K_{j_{зм}} \quad (2.3)$$

та подальшим визначенням верхнього та нижнього відхилення за формулою 2.4.

$$\begin{aligned} (BB)_{зам} &= K_{зам} + 0,5 \sum_1^{m-1} |\delta_i| \\ (HB)_{зам} &= K_{зам} - 0,5 \sum_1^{m-1} |\delta_i| \end{aligned} \quad (2.4)$$

Отже, знайдемо координати нульової лінії кожного розміру, що є серединою між верхнім та нижнім відхиленням. Оскільки в нашому випадку верхнє відхилення дорівнює нулю, то координати нульової лінії кожного апарату будуть наступні:

$$\begin{aligned} K_{1зм} &= -0,006 \\ K_{2зб} &= -0,0125 \\ K_{3зм} &= -0,0085 \\ K_{4зм} &= -0,009 \end{aligned}$$

Відповідно до отриманих значень, за формулою 2.3 розрахуємо координати нульової лінії замикаючої ланки:

$$K_{зам} = (K_{2зб}) - (K_{1зм} + K_{3зм} + K_{4зм}) = (-0,0125) - (-0,006 - 0,0085 - 0,009) = 0,011$$

Далі за формулою 2.4 знайдемо відхилення замикаючої ланки:

$$\begin{aligned}(BB)_{зам} &= 0,011 + 0,5 \cdot 0,072 = 0,047 \\ (HB)_{зам} &= 0,011 - 0,5 \cdot 0,072 = -0,025\end{aligned}$$

Отже, отриманий розмір замикаючої ланки з відхиленнями становить

$$L_{зам} = 2,5^{+0,047}_{-0,025}$$

Екстремальний метод з урахуванням номіналів: метод передбачає знаходження максимального та мінімального значення замикаючої ланки за якими визначають верхнє та нижнє відхилення [34].

Максимальне значення розміру замикаючої ланки визначається як різниця суми максимальних значень збільшувальної ланки та суми мінімальних значень зменшувальної ланки, а мінімальне – навпаки: різниця суми мінімальних значень збільшувальної ланки та суми максимальних значень зменшувальної (2.5) [35]

$$\begin{aligned}l_{зам}^{max} &= \sum_1^n l_{зб}^{max} - \sum_1^p l_{зм}^{min} \\ l_{зам}^{min} &= \sum_1^n l_{зб}^{min} - \sum_1^p l_{зм}^{max}\end{aligned}\tag{2.5}$$

Відповідно до таблиці 2.1 визначимо максимальні та мінімальні значення відомих ланок та зведемо їх у таблицю 2.2.

Таблиця 2.2. Максимальні та мінімальні значення ланок

Позначення	Номінальне значення розміру, мм	Максимальне значення розміру, мм	Мінімальне значення розміру, мм
L1	6,5	6,5	6,488
L2	34	34	33,975
L3	15	15	14,983
L4	10	10	9,982

Відповідно до отриманих значень за формулою 2.5 розрахуємо максимальне та мінімальне значення розмірів замикаючої ланки:

$$L_{зам}^{max} = (34) - (6,488 + 14,982 + 9,982) = 2.548$$

$$L_{зам}^{min} = (33.975) - (6,5 + 15 + 10) = 2.475$$

За формулами (2.6) визначимо верхнє та нижнє відхилення розміру замикаючої ланки.

$$\begin{aligned} (BV)_{зам} &= L_{зам}^{max} - L_{зам} = 2,548 - 2.5 = 0,048 \\ (HB)_{зам} &= L_{зам}^{min} - L_{зам} = 2,475 - 2.5 = -0,025 \end{aligned} \quad (2.6)$$

Отже, відхилення замикаючої ланки становлять $L_{зам} = 2.5^{+0,048}_{-0,025}$ та відповідають розрахунку попереднім методом.

Екстремальний метод без урахування номіналів: передбачає визначення відхилень замикаючою ланки за відомими значеннями максимальних та мінімальних відхилень інших ланок, а саме різницею суми верхніх відхилень збільшувальної ланки та суми нижніх зменшувальної для верхнього відхилення замикаючої ланки, та різницею суми нижніх відхилень збільшувальної ланки та

суми верхніх відхилень зменшувальної для нижнього відхилення замикаючої ланки (2.7). При цьому номінальні розміри не враховуються [34].

$$\begin{aligned}(BB)_{зам} &= \sum_1^m (BB)_{зб} - \sum_1^p (HB)_{зм} \\ (BB)_{зам} &= \sum_1^m (HB)_{зб} - \sum_1^p (BB)_{зм}\end{aligned}\tag{2.7}$$

Відповідно до вище наведеної формули 2.7 та відомих відхилень отримаємо наступні значення:

$$\begin{aligned}(BB)_{зам} &= (0) - (-0,012 - 0,017 - 0,018) = 0,047 \\ (BH)_{зам} &= (-0,025) - (0) = -0,025\end{aligned}$$

Отже, отримане значення розміру замикаючої ланки з відповідними відхиленнями становить $L_{зам} = 2,5^{+0,047}_{-0,025}$. Оскільки попередні розрахунки показують такі ж результати, то можна зробити про достовірність отриманого значення.

2.2. Аналіз технологічності конструкції неінвазивного раманівського спектроаналізатору крові

2.2.1. Визначення та опис складальних одиниць та деталей освітлювально-приймального вузла

Технологічність конструкції складальної одиниці або окремих деталей залежить від програми випуску та серійності. Також, необхідно враховувати стадії технологічного процесу, що передбачають підготовку, складання, контроль, випробування та маркування, а також можуть містити і інші проміжні процеси. Крім цього, на відносну технологічність впливає уніфікованість деталей, складальних одиниць та операцій [34].

В дані роботі запропоновано конструкцію освітлювально-приймального вузла, складальне креслення якого наведене на рис.2.2 та в додатку А на кресленні ДП.ПБ-351.1702.006 СК.

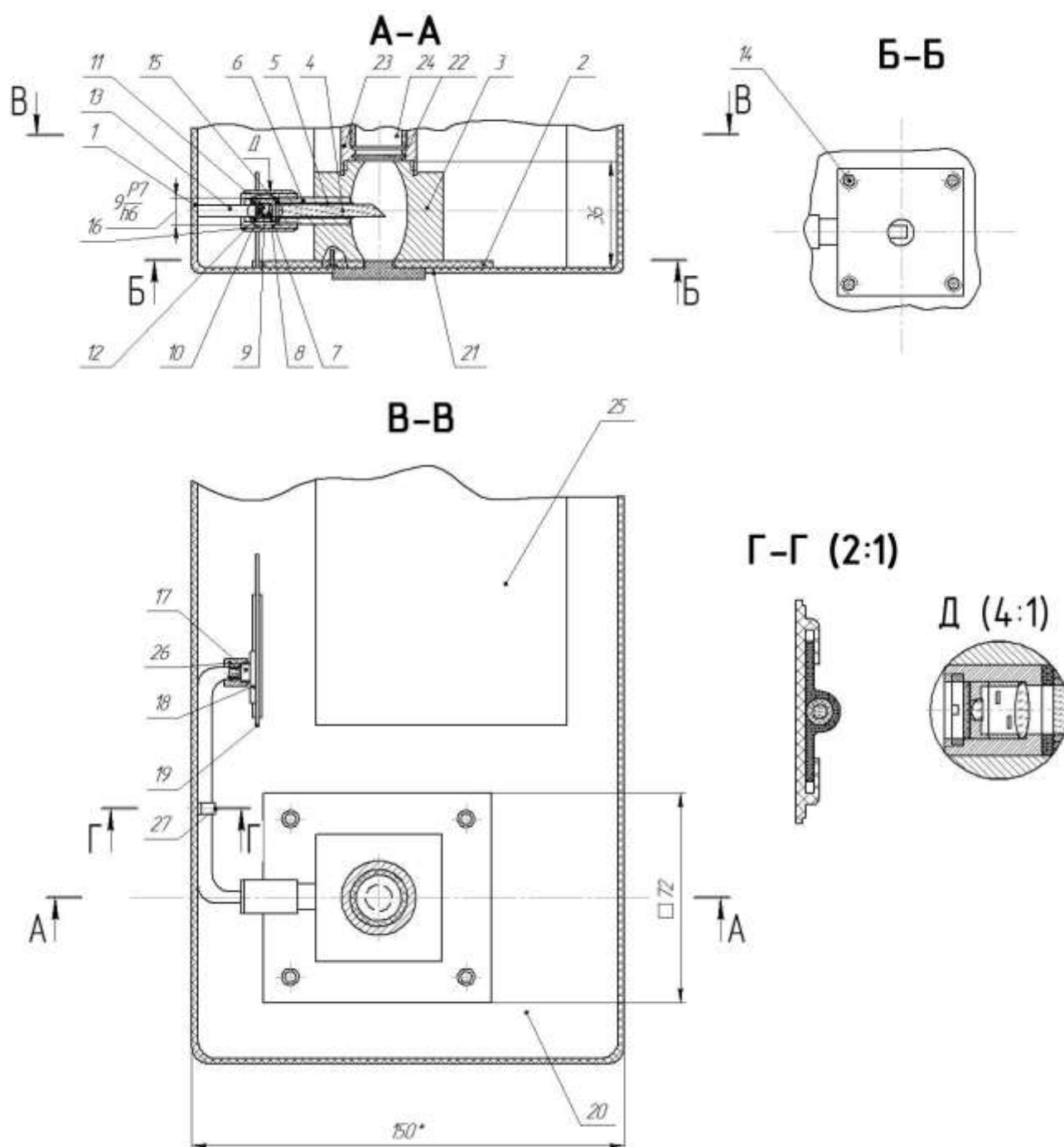


Рис.2.2 Складальне креслення освітлювально-приймального вузла:

На основі складального креслення складемо таблиці переліку (2.3 – 2.5, відповідно) складальних одиниць, деталей та операцій, а також зазначимо їх уніфікованість.

Таблиця 2.3. Перелік деталей та їх
уніфікованість освітлювально-приймального вузла

№	Деталь	Кількість	Уніфікованість
1	Корпус	1	не уніфікована
2	Плато	1	не уніфікована
3	Еліпсоїд	1	не уніфікована
4	Клин	1	не уніфікована
5	Прокладка	1	уніфікована
6	Втулка	1	не уніфікована
7	Тубус	1	не уніфікована
8	Лінза	1	не уніфікована
9	Проміжне кільце	1	уніфікована
10	Голографічний фільтр	1	уніфікована
11	Різьбове кільце	1	уніфікована
12	Гвинт	4	уніфікована
13	Прокладка 2	1	уніфікована
14	Гайка накидна 1	1	уніфікована
15	Плата	1	уніфікована
16	Гвинт регулювальний	1	уніфікована
17	Заглушка	1	не уніфікована
18	Фільтр	1	уніфікована
19	Тубус 2	1	не уніфікована
20	Гайка накидна 2	1	не уніфікована
21	Муфта	1	не уніфікована
22	Гвинт	4	уніфікована
23	Гайка	4	уніфікована

З таблиці 2.3 можна зробити висновок, що складальний вузол містить 32 деталі, з яких 21 уніфікована.

Таблиця 2.4. Перелік складальних та їх
уніфікованість освітлювально-приймального вузла

№	Складальна одиниця	Кількість	Уніфікованість
1	Лінза 2 Ск	1	уніфікована
2	Волокно СК	1	уніфікована
3	Світлодіод СК	1	уніфікована
4	Термoeлемент СК	1	уніфікована
5	Волоконний джгут	1	уніфікована
6	Клин СК	1	не уніфікована
7	Розширювач СК	1	не уніфікована
8	Плата СК	1	не уніфікована
9	Приймальний канал СК	1	не уніфікована
10	Концентратор СК	1	не уніфікована
11	Передавальний канал СК	1	не уніфікована

З таблиці 2.3 можна зробити висновок, що вузол містить 11 складальних одиниць, з яких 5 уніфікованих.

Таблиця. 2.5. Перелік операцій складання

№	Операція	Уніфікованість
1	Загвинтити	уніфікована
2	Паяти	уніфікована
3	Встановити	не уніфікована
4	Контроль	не уніфікована
5	Випробування	не уніфікована
6	Маркування	уніфікована

З таблиці 2.5 можна зробити висновок, що при складанні вузла використано 6 операцій, з яких 3 уніфікованих.

2.2.2. Визначення технологічності конструкції освітлювально-приймального вузла

На загальну технологічність впливають наступні критерії: конструкторської складності, загальної уніфікації, уніфікації вузлів, складальних одиниць та операцій.

Критерій конструкторської складності. Залежить від кількості складальних одиниць та загальної кількості деталей. Визначає вплив складності конструкції на складність та трудомісткість складання [34]:

$$K_{ск} = \frac{N_{\Sigma}}{n_{\Sigma}}, \quad (2.8)$$

де N_{Σ} – загальна кількість всіх вузлів,

n_{Σ} – загальна кількість.

Коефіцієнт буде покращуватися зі збільшенням кількості вузлів відносно деталей. В залежності від цього визначають наступні ступені технологічності розробленого виробу [34]:

$K_{ск} < 0,1$ – технологічність виробу низька,

$K_{ск} = 0,1..0,2$ – технологічність виробу задовільна,

$K_{ск} > 0,2$ – технологічність виробу хороша.

Відповідно до таблиць 2.3 та 2.4 визначимо коефіцієнт технологічності за критерієм конструкторської складності (2.8):

$$K_{ск} = \frac{N_{\Sigma}}{n_{\Sigma}} = \frac{11}{32} = 0,34$$

Значення критерію складності становить 0,34, що згідно вище наведених умов свідчить про задовільну технологічність розробленого вузла.

Критерій загальної уніфікації. Враховує загальну кількість деталей та вузлів уніфікованих на не уніфікованих. Критерій тим кращий, чим більше уніфікованих одиниць [34].

$$K_y = \frac{N_y + n_y}{N_{\Sigma} + n_{\Sigma}}, \quad (2.9)$$

де N_y , n_y – уніфіковані вузли та деталі, відповідно.

Коефіцієнт буде покращуватися зі збільшенням кількості уніфікованих деталей та вузлів. В залежності від цього визначають наступні ступені технологічності розробленого виробу [34]:

$K_y < 0,25$ – технологічність виробу низька,

$K_y = 0,25..0,5$ – технологічність виробу задовільна,

$K_y > 0,5$ – технологічність виробу хороша.

Відповідно до таблиць 2.3 та 2.4 визначимо коефіцієнт технологічності за критерієм конструкторської складності (2.9):

$$K_y = \frac{N_y + n_y}{N_\Sigma + n_\Sigma} = \frac{5 + 21}{11 + 32} = 0,6$$

Отримане значення загального критерію уніфікації 0,6 згідно вище наведених умов свідчить про хорошу технологічність конструкції вузла

Критерій уніфікації вузлів. Передбачає визначення коефіцієнту уніфікації тільки з урахуванням кількості вузлів.

$$K_{yв} = \frac{N_y}{N_\Sigma}, \quad (2.10)$$

Коефіцієнт буде покращуватися зі збільшенням кількості уніфікованих вузлів. В залежності від цього визначають наступні ступені технологічності розробленого виробу [34]:

$K_{yв} < 0,2$ – технологічність виробу низька,

$K_{yв} = 0,2..0,4$ – технологічність виробу задовільна,

$K_{yв} > 0,4$ – технологічність виробу хороша.

Відповідно до таблиць 2.3 та 2.4 визначимо коефіцієнт технологічності за критерієм конструкторської складності (2.10):

$$K_{y\sigma} = \frac{N_y}{N_\Sigma} = \frac{5}{11} = 0,45$$

Отримане значення критерію уніфікації вузлів становить 0,45 та згідно вище наведених умов свідчить про хорошу технологічність конструкції вузла.

Критерій уніфікації деталей. Передбачає визначення коефіцієнту уніфікації тільки з урахуванням кількості деталей.

$$K_{y\partial} = \frac{n_y}{n_\Sigma}, \quad (2.11)$$

Коефіцієнт буде покращуватися зі збільшенням кількості уніфікованих деталей. В залежності від цього визначають наступні ступені технологічності розробленого виробу [34]:

$K_{y\partial} < 0,3$ – технологічність виробу низька,

$K_{y\partial} = 0,3..0,6$ – технологічність виробу задовільна,

$K_{y\partial} > 0,6$ – технологічність виробу хороша.

Відповідно до таблиць 2.3 та 2.4 визначимо коефіцієнт технологічності за критерієм конструкторської складності (2.11):

$$K_{y\partial} = \frac{n_y}{n_\Sigma} = \frac{21}{32} = 0,6$$

Отримане значення критерію уніфікації деталей становить 0,6 та згідно вище наведених умов свідчить про добру технологічність конструкції вузла.

Критерій уніфікації виробу. Передбачає визначення відношення уніфікованих операцій до загальної їх кількості.

$$K_{y.o.} = \frac{K_{yn.op}}{K_{zag.op}}, \quad (2.12)$$

Коефіцієнт буде покращуватися зі збільшенням кількості уніфікованих операцій. В залежності від цього визначають наступні ступені технологічності розробленого виробу [34]:

$K_{yo} < 0,5$ – технологічність виробу низька,

$K_{yo} = 0,5..0,75$ – технологічність виробу задовільна,

$K_{yo} > 0,75$ – технологічність виробу хороша.

Відповідно до таблиці 2.5 визначимо коефіцієнт технологічності за критерієм конструкторської складності (2.12):

$$K_{y.o} = \frac{3}{6} = 0,5$$

Отримане значення критерію уніфікації операцій складання становить 0,5 та згідно вище наведених умов свідчить про задовільну технологічність конструкції вузла.

За отриманими значеннями п'яти показників визначимо загальний коефіцієнт технологічності виробу, що розраховується як середнє арифметичне.

$$K_{vir.} = \frac{\sum K_i}{n}, \quad (2.13)$$

де $\sum K_i$ – сума всіх критеріїв;

n – загальна кількість критеріїв.

Коефіцієнт буде покращуватися зі збільшенням попередніх коефіцієнтів. В залежності від цього визначають наступні ступені технологічності розробленого виробу [34]:

$K_{yo} < 0,25$ – технологічність виробу низька,

$K_{yo} = 0,25..0,5$ – технологічність виробу задовільна,

$K_{yo} > 0,5$ – технологічність виробу хороша.

Розрахуємо загальний коефіцієнт технологічності.

$$K_{\Sigma} = \frac{0,34 + 0,6 + 0,45 + 0,65 + 0,5}{5} = 0,51$$

Комплексний показник уніфікації запропонованої конструкції задовільний, однак наближається до доброго.

2.3. Розробка технологічного процесу складання освітлювально-приймального каналу

Проектування та розробка технологічного процесу складання полягає у правильному виборі раціональних процесів, а також способів складання, послідовності з'єднання всіх деталей та складальних одиниць. Вказує також на регулювання та контролю виробу або проміжних складальних одиниць з призначенням відповідного обладнання та інструментів. При цьому слід передбачати усі заходи для забезпечення заданої програми випуску виробів, що загалом відповідають технічним умовам, скорочення трудомісткості, тривалості циклу складання та зниження вартості виробу [34].

2.3.1. Розробка схеми структурного складу освітлювально-приймального вузла

Виріб складається з складальних одиниць, що відрізняються складністю, від якої залежить їх розміщення на рівнях схеми. На найнижчому рівні розміщуються деталі, далі йдуть покупні вузли і далі в залежності від складності розміщують інші складальні вузли [34].

У даному дипломному проекті відповідно до складального креслення було розроблено схему структурного складу освітлювально-приймального вузла НРСК, наведену на рис.2.3, а також в додатку А на кресленні ДП.ПБ-351.1702.007 СХ.

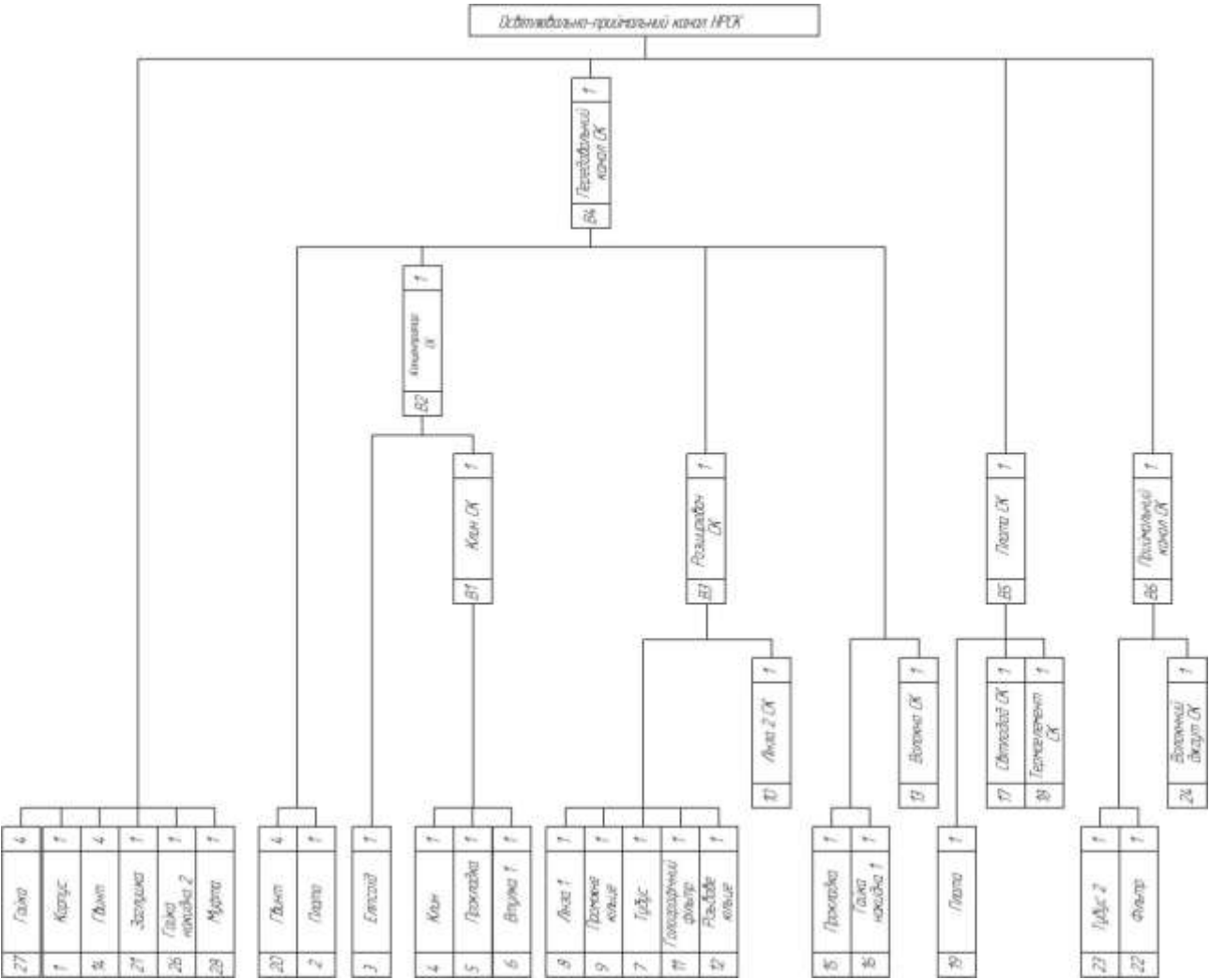


Рис.2.3. Схема структурного складу освітлювально-приймального вузла

Освітлювально-приймальний вузол неінвазивного раманівського спектроаналізатору крові складається з наступних складальних одиниць: Клин поз.В1, Концентратор поз.В2, Розширювач поз.В3, Передавальний канал поз.В4, Плата СК поз.В5 та Приймальний канал поз.В6. Дані вузли є неуніфікованими. Крім того використовується ще 5 уніфікованих покупних складальних одиниць: Лінза 2 СК поз.10, Волокно СК поз.13, Світлодіод СК поз.17, Термoeлемент СК поз.18 та волоконний джгут поз.24.

В свою чергу Передавальний канал СК поз.В4 складається Концентратору СК поз.В2, в який входить Клин СК поз.В1, що містить три деталі (Клин поз.4, Прокладку поз.5 та втулку поз.6), Розширювача СК поз.В3 в який входить Лінза 2 СК поз.10 та п'ять деталей (Лінза 1 поз.8, Проміжне кільце поз.9, Тубус поз.7, голографічний фільтр поз.11 та різьбове кільце поз.12), а також Волокно СК поз.13 сім деталей (Плата поз.2, Прокладка поз.15, Гайка накидна поз.16 та чотири Гвинти поз.4).

Вузол Передавальний канал СК поз.В4, разом з вузлом Плата СК поз.В5, що містить Світлодіод СК поз.17, Термoeлемент СК поз.18 та плату поз.19, а також вузлом Приймальний канал СК поз.В6, що містить Волоконний джгут поз.24 та дві деталі (Тубус поз.23 та Фільтр поз.22) і вісьмома деталями (Корпус СК поз.1, три Гвинти поз.14, Заглушка поз.21, Гайка накидна поз. 26 та Муфта поз.27) утворюють виріб – Освітлювально-приймальний вузол.

2.3.2. Розробка технологічної схеми складання освітлювально-приймального вузла

Для пояснення процесу складання розробляється технологічна схема складання з відповідними деталями, вузлами та видами операцій [34].

У даному дипломному проекті відповідно до складального креслення та схеми структурного складу розроблено технологічну схему складання освітлювально-приймального вузла НРСК, наведену на рис.2.4, а також в додатку А на кресленні ДП.ПБ-з51.1702.008 СХ.

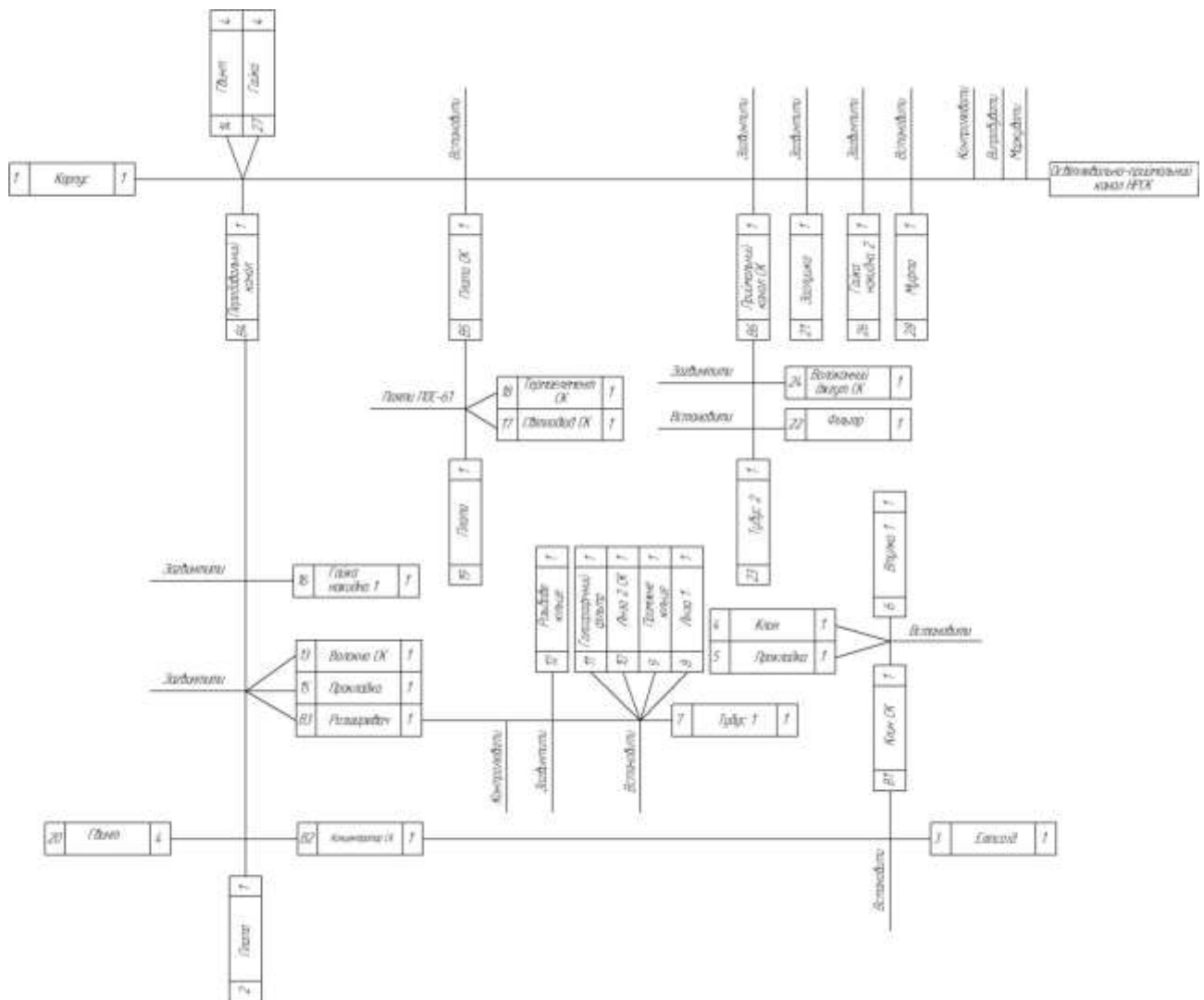


Рис.2.4. Технологічна схема складання освітлювально-приймального вузла

Базовою деталлю є Корпус 1 до якого за допомогою чотирьох Гвинтів поз.14 та Гайок поз.27 кріплять вузол Передавальний канал поз.В4, що попередньо збирається наступним чином. До Плато поз.2 кріплять чотирма Гвинтами поз.4 вузол Концентратор поз.В2, базовою деталлю якого є Еліпсоїд поз.3 в який встановлюється вузол Клиן поз.В1 з базовою деталлю Втулка 1 поз.6 у яку встановлюються Клиן поз.4 та Прокладка поз.5. Далі встановлюють вузол Розширювача поз.В3, базовою деталлю якого є Тубус 1, в який встановлена Лінза 1 поз.8, Прижимне кільце поз.9, Лінза 2 СК поз.10, Голографічний фільтр поз.11 та все це для кріплення фіксується різьбовим кільцем поз.12, Прокладка поз.15, Волокно СК поз.13 та все фіксує Гайка накидна поз.16.

Далі встановлюється вузол Плата СК поз.В5, в якому за базову деталь обрано Плату поз.19 з операцією паяння до неї Світлодіоду СК поз.17 та Термoelementу поз.18.

Наступним етапом є встановлення Приймального каналу СК поз.В6 з фіксацією Гайкою накидною 2 поз.26. Приймальний канал СК поз.В6 за базову деталь має Тубус 2 поз.23, в який встановлено Фільтр поз.22 та загвинчено Волоконний джгут поз.24.

На останньому етапі складання необхідно встановити Муфту поз.28 та Заглушку поз.21.

Після складання вузол проходить контроль, випробування та маркування.

2.4. Розробка маршрутної карти складання

В маршрутних картах йде детальний опис, що містить інформацію про вид операції, відповідне обладнання та оснащення з додатковими інструментами, що необхідні для технологічного процесу виготовлення виробу або деталі. Крім того у технологічній послідовності надається інформація про контроль та послідовність всіх операцій [34].

Маршрутні карти складаються на основі розроблених схем структурного та технологічного складу. Відповідно до даної роботи розроблена маршрутна карта технологічного процесу складання освітлювально-приймального вузла, що наведена в додатку В.

В роботі використано наступні операції: Комплектувальна (005), Підготовча (010), Складальна (015 - 055), Проміжний контроль, Контроль (060), Випробування (065) та Маркування (070).

ВИСНОВКИ

В першому розділі було проведено теоретичний аналіз проблеми дослідження концентрації аналітів крові, який показав, що найбільш точними та достовірними є методи раманівської інфрачервоної спектроскопії при неінвазивних дослідженнях. На прикладі визначення концентрації глюкози, було проведено огляд засобів інтелектуальної власності, а також сучасних аналогів. Їх аналіз показав, що на сьогоднішній день не існує пристрою, який би був запущений в масове використання.

Тому, було запропоновано вдосконалити один з патентів, замінивши в ньому концентратор. На основі цього розроблено структурну та оптичну схеми, а також запропоновано конструкцію освітлювально-передавального вузла. Проведено необхідні розрахунки.

Крім того, запропоновано використання термостабілізатору на основі термоелементу Пельтьє, підключеного за мостовою схемою.

В другому розділі розраховано розміри геометричного ланцюга для замикаючої ланки, що забезпечить посадку лінзи. Проведено розрахунок виробу на технологічність, що наближається до доброї. Розроблено відповідні схеми складання та технологічності.

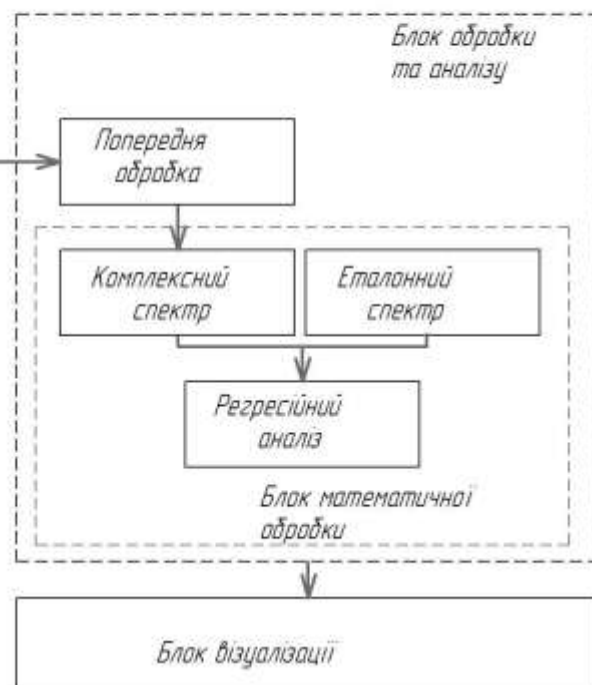
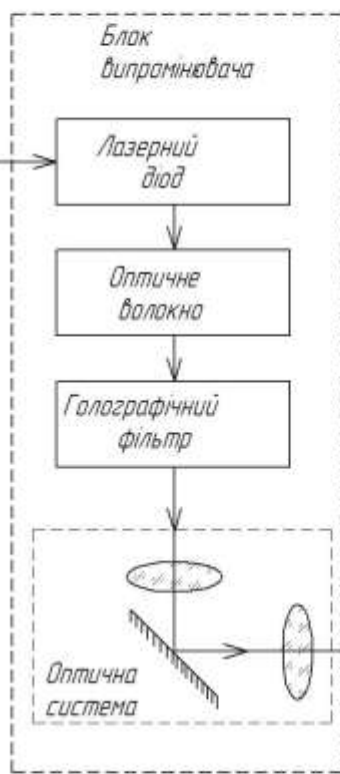
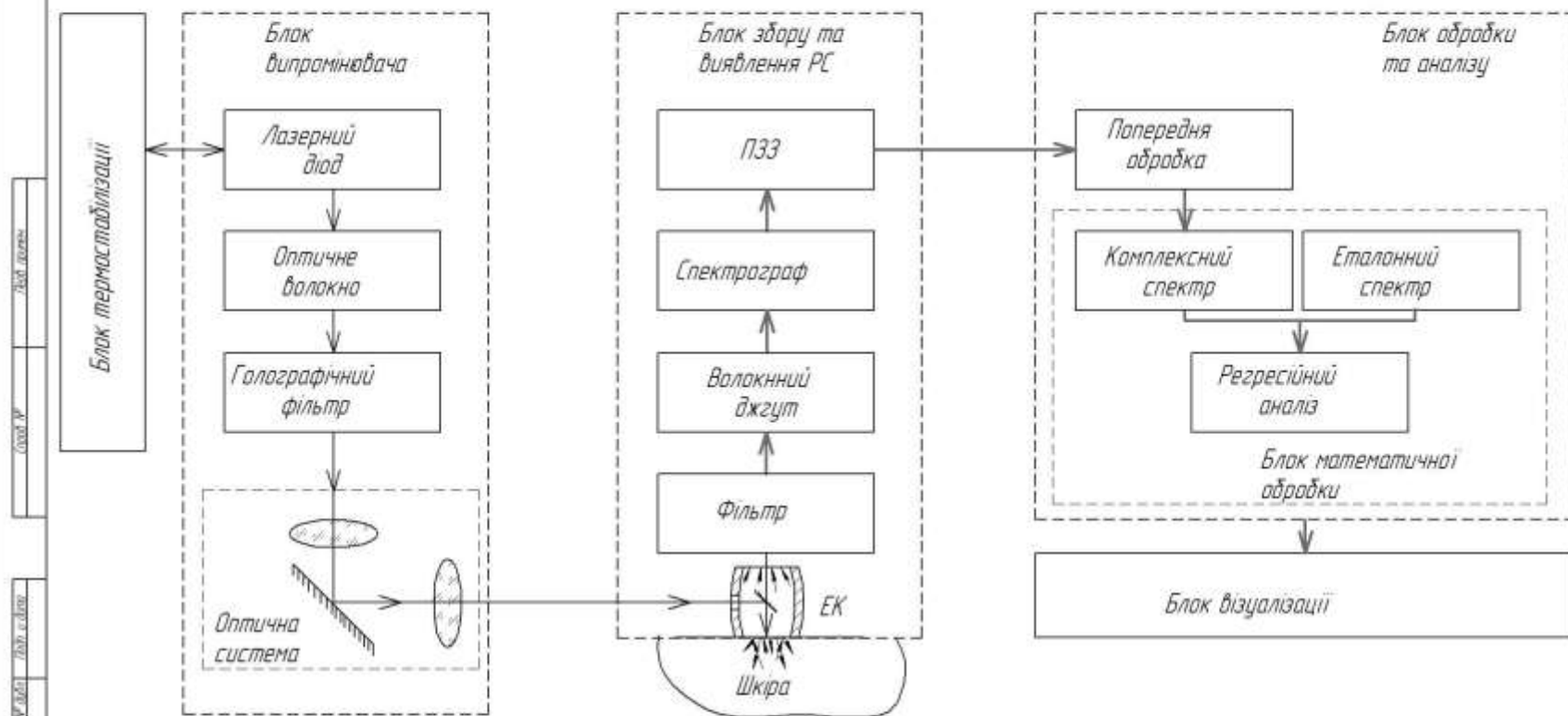
Список використаних джерел

1. Кольман Я., Рем К.Г. Наглядная биохимия.— М.: Мир, 2000.— 469 с.
2. A.M.K. Enejder, T.-W. Koo, J. Oh, M. Hunter, S. Sasic, and M. S. Feld, “Blood analysis by Raman spectroscopy”, *Optics Letters*, 2002, vol. 27, no. 22, pp. 204 - 206.
3. Aronoff, S. L., Berkowitz, K., Shreiner, B., & Want, L. (2004). *Glucose Metabolism and Regulation: Beyond Insulin and Glucagon. Diabetes Spectrum*, 17(3), 183–190. doi:10.2337/diaspect.17.3.183
4. Гусаров Д.А. Генно-инженерный инсулин и его фармацевтические аналоги / Д.А. Гусаров, В.Д. Гусарова, Д.И. Баирамашвили, А.Ф. Миронов // Биомедицинская химия. – 2008. - №6 (54). – С. 624-642.
5. Бобонич П.П. Неинвазивный монитор глюкозы крови / П.П.Бобонич, Э.П.Бобонич // Научно-популярный журнал «Радіоаматор». – 2009. – №10. – С.26.
6. K. Maruo, T. Oota, M. Tsurugi, T. Nakagawa, H. Arimoto, M. Tamura, Y. Ozaki, and Y. Yamada, “New Methodology to Obtain a Calibration Model for Noninvasive Near-Infrared Blood Glucose Monitoring,” *Appl. Spectrosc.* 60(4), 441–449 (2006).
7. http://web.mit.edu/spectroscopy/research/biomedresearch/Raman_blood.html
8. Ю.В. Тарасов, Ю.И. Филиппов, Е.К. Борисова, Е.А. Федорова, А.Ю. Майоров, М.В. Шестакова, “Технологии непрерывного глюкозы: успехи и перспективы”, *Проблемы эндокринологии*, №4, 2015, с.54 – 72.
9. Кожем’яко В.П. Порівняльний аналіз методів та середовищ для неінвазивного моніторингу біологічних об’єктів / В.П. Кожем’яко, А.В. Турлюк, А.О. Яровенко // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2011. – № 2. – С. 118-126.
10. Vaddiraju S, Burgess DJ, Tomazos I, et al. Technologies for Continuous Glucose Monitoring: Current Problems and Future Promises. *J Diabetes Sci Technol.* 2010;4(6):1540-1562.

11. Прилади контролю фізіологічних параметрів людини. Лабораторний практикум. Частина 1 / НВ Безугла, ІО Яковенко, МО Безуглий; КПІ ім. Ігоря Сікорського.–Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018.–81 с.
12. Тучин В. В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях / В. В. Тучин. – Саратов: Сарат. универ., 1997. – 384 с.
13. Butler H.J., Ashton L., Bird B., et al, “Using Raman spectroscopy to characterize biological materials”, Nat Protoc. 2016 Apr;11(4):664-87.
14. J. W. Chan, D. S. Taylor, Th. Zwerdling, S. M. Lane, Ch. E. Talley, Ch. W. Hollars, and Th. Huser, “Raman spectroscopy: chemical analysis of biological samples”, in Advances in Biophotonics, B.C. Wilson et al. (Eds.) IOS Press, 2005, pp. 148-168.
15. Gerd Keiser Biophotonics Concepts to Applications
16. A. Germond, V. Kumar, T. Ichimura, J. Moreau, Ch. Furusawa, H. Fujita, and T.M. Watanabe, “Raman spectroscopy as a tool for ecology and evolution”, J. R. Soc. Interface 14: 20170174. <http://dx.doi.org/10.1098/rsif.2017.0174>
17. Patent US 5,615,673 Apr 1, 1997 A61B 5/00 Andrew J. Berger; James F. Brennan, Ramanchandra R. Dasari, et al. APPARATUS AND METHODS OF RAMAN SPECTROSCOPY FOR ANALYSIS OF BLOODGASES AND ANALYTES
18. Patent US 2014/0349337 A1 Nov. 27, 2014 A61B 5/00 Ramachandra Dasari, Ishan Barman, Narahara Chari Dingari, Jeon Woong Kang, RAMAN SPECTROSCOPY FOR DETECTION OF GLYCATED ANALYTES
19. Patent US 5,243,983 Sep. 14, 1993 A61B 5/00 Randall W. Tarr, Paul G. Steffes, NON-INVASIVE BLOOD GLUCOSE MEASUREMENT SYSTEM AND METHOD USING STIMULATED RAMAN SPECTROSCOPY
20. Patent US 5,293,872, Mar. 15, 1994, A61B 5/00, Robert R. Alfano, Cheng H., Liu, Method for distinguishing between calcified athero sclerotic tissue and either fibrous atherosclerotic tissue or normal cardiovascular tissue using Raman spectroscopy.
21. Глюкометр «C8 MediSensors». – Режим доступу: <http://c8medisensors.com/>
22. Глюкометр «Глюкоскан». – Режим доступу: <https://dilabs.tech/ru/glucoscan>

23. Глюкометр «Glucotrack DF F» – Режим доступу: <http://www.glucotrack.com/>
24. Глюкометр «GlucoVista CGM-350» – Режим доступу: http://www.medcom.ru/pages/diagnosticheskie_aksessuary/neinvazivnyy-glyukometr/.
25. Diod L830P200. – Режим доступу: <https://www.thorlabs.de/drawings/cb678f1ca4df230c-DFE1694C-F01F-7F60-931B21304AE6EFF7/L830P200-MFGSpec.pdf>.
26. Thermoelectric coolerhttp. – Режим доступу: <http://www.rmtltd.ru/datasheets/1md06032h.pdf>.
27. Omega optical. – Режим 3 доступу: <https://www.omegafilters.com/applications/raman-spectroscopy/>
28. Ефимов Н. В. Краткий курс аналитической геометрии: Учебн. пособие. — 13-е изд., стереот. — М.: ФИЗМАТЛИТ, 2005. — 240 с.
29. Еліпс. Формули, елементи та властивості еліпса. – Режим доступу: <http://ua.onlinemschool.com/math/formula/ellipse/>
30. Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V., Helich I.V. Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media. Appl Opt., 2017, no. 56 (30), pp.8520–8526.
31. Безуглий М.О. Особливості виготовлення еліпсоїдальних рефlectorів фотометрів / М.О. Безуглий, І.І. Синявський, Н.В. Безугла, А.Г. Козловський // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2016, №2 (52). – С.76-81.
32. Безуглий М.О. Контроль форми еліпсоїдальних рефlectorів біомедичних фотометрів / М.О. Безуглий, Лінючева О.В., Безугла Н.В., Бик М.В., Костюк С.А // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2017, №1 (53).–С.62-69.
33. M. Bezuglyi, N. Bezuglaya, O. Kuprii and I. Yakovenko, "The non-invasive optical glucometer prototype with ellipsoidal reflectors," 2018 IEEE 59th International Scientific Conference on Power and Electrical Engineering of Riga Technical University (RTUCON), Riga, Latvia, 2018, pp. 1-4. doi: 10.1109/RTUCON.2018.8659864.
34. Румбешта В. О. Основи технології складання приладів / Валентин Олександрович Румбешта. – Київ: ІСДО, 1993. – 60-61 с.
35. ГОСТ Р 51106-97 Лазеры инъекционные, излучатели, решетки лазерных диодов, диоды лазерные. Методы измерения параметров

ДОДАТОК А. ГРАФІЧНІ МАТЕРІАЛИ



				ДП-ПБЗ-51.1702 002 СХ			
Доп. лист	№ докум.	Лист	Всего	Структурно-функциональная схема НРСК			
Исход.	Начислено 10			11			
Треб.	Внесено 10						
Заказ				ПБФ			
Исполн.				НЗ в/дир. (Служба)			
Мет.				Форм. 42			
Апрель 2005							

Вид: план

Лист №

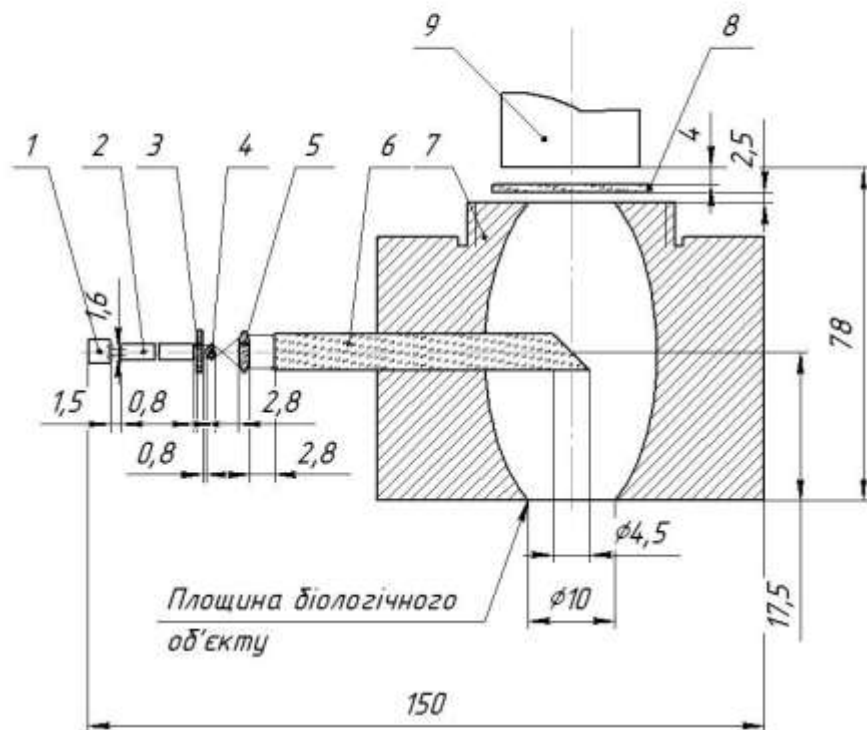
Лист и дата

Взам. лист №

Лист и дата

Лист №

ДП-ПБ-з51.1702.004 Сх



Формат	Зона	Вкл	Обозначение	Наименование	Кол	Примечание
				Документация		
			1	L830P200		Лазерний діод
			2			Волокно
			3			Голографічний фільтр
			4	ДП-ПБ-з51.1702.004.004		Лінза 1
			5	ДП-ПБ-з51.1702.004.005		Лінза 1
			6	ДП-ПБ-з51.1702.004.006		Клин
			7	ДП-ПБ-з51.1702.004.007		Еліпсоїд
			8			Фільтр

ДП-ПБ-з51.1702.004 Сх

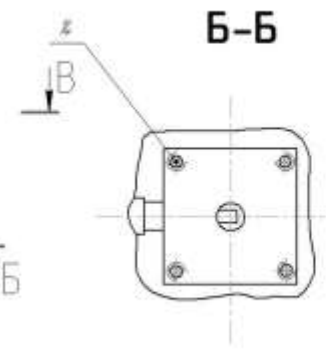
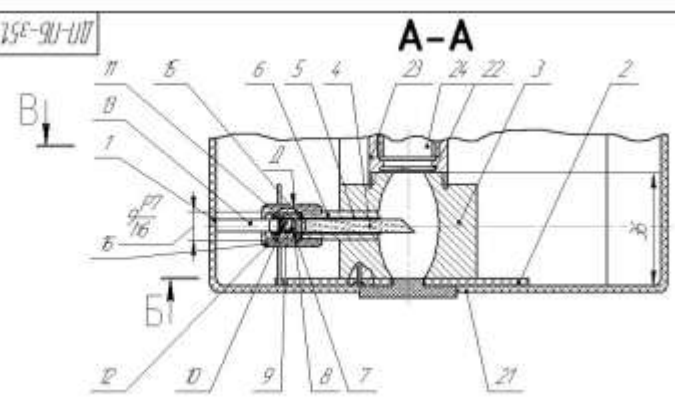
Оптична схема
НРСК

Лист	Маса	Масштаб
11		
Лист	Листов	1
ПБФ		
КПІ ім. Ігоря Сікорського		
Формат	А3	

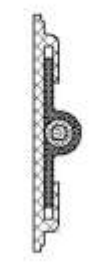
Копіюваль

Формат А3

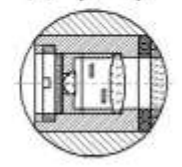
ДП-ПБ-З51.1702.006 СК



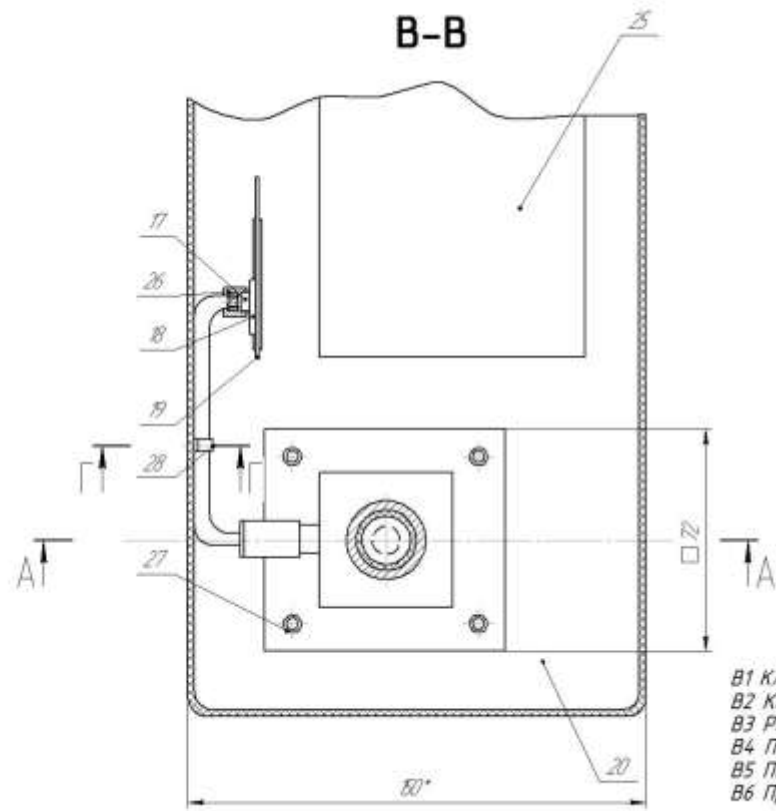
Г-Г (2:1)



Д (4:1)



В-В



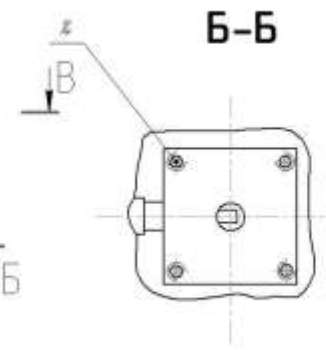
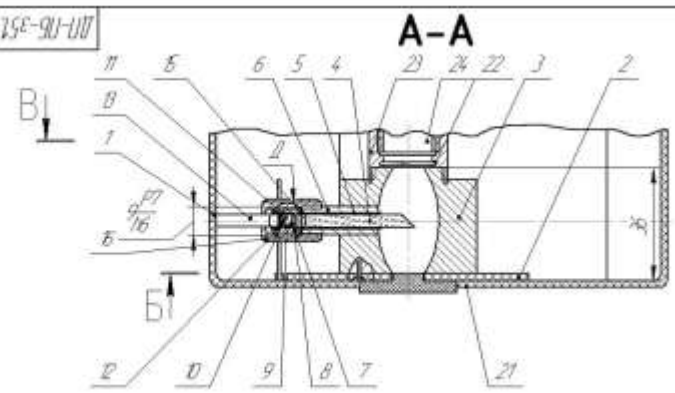
- 1 Корпус
- 2 Плата
- 3 Еліпсоїд
- 4 Кли
- 5 Прокладка 1
- 6 Втулка
- 7 Тубус 1
- 8 Линза 1
- 9 Проміжне кільце
- 10 Линза 2 СК
- 11 Голографічний фільтр
- 12 Різьбове кільце
- 13 Волокно СК
- 14 Гвинт
- 15 Прокладка 2
- 16 Гайка накидна 1
- 17 Світлодіод СК
- 18 Термоелемент СК
- 19 Плата
- 20 Гвинт
- 21 Заглушка
- 22 Фільтр
- 23 Тубус 2
- 24 Волоконний джгут
- 25 Спектрофотометр (умовно)
- 26 Гайка накидна 2
- 27 Гайка
- 28 Муфта

- 1. *Розміри для довідок
- 2. Різьбові з'єднання показані умовно.
- 3. Світлодіод, термоелемент, плата та спектрофотометр показані умовно.
- 4. Електричні з'єднання та проводи на кресленні не показані.
- 5. Паяти припой ПОС-61.

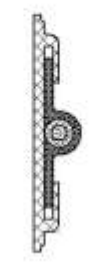
- В1 Кли СК
- В2 Концентратор СК
- В3 Розширювач СК
- В4 Передавальний канал СК
- В5 Плата СК
- В6 Приймальний канал СК

				ДП-ПБ-351.1702.006 СК						
Лист	Лист	№ докум	Розб	Внес	Із загально-розпорядного каналу					
Розроб	Начальник АБ				НРСК					
Проб	Відомий НР				Складальне креслення					
Замов				Лист		Листів		1		
					ПБФ					
					АП ін. інструм. (жорсткого)					
					Формат А2					

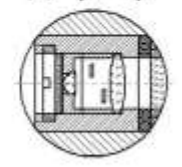
ДП-ПБ-З51.1702.006 СК



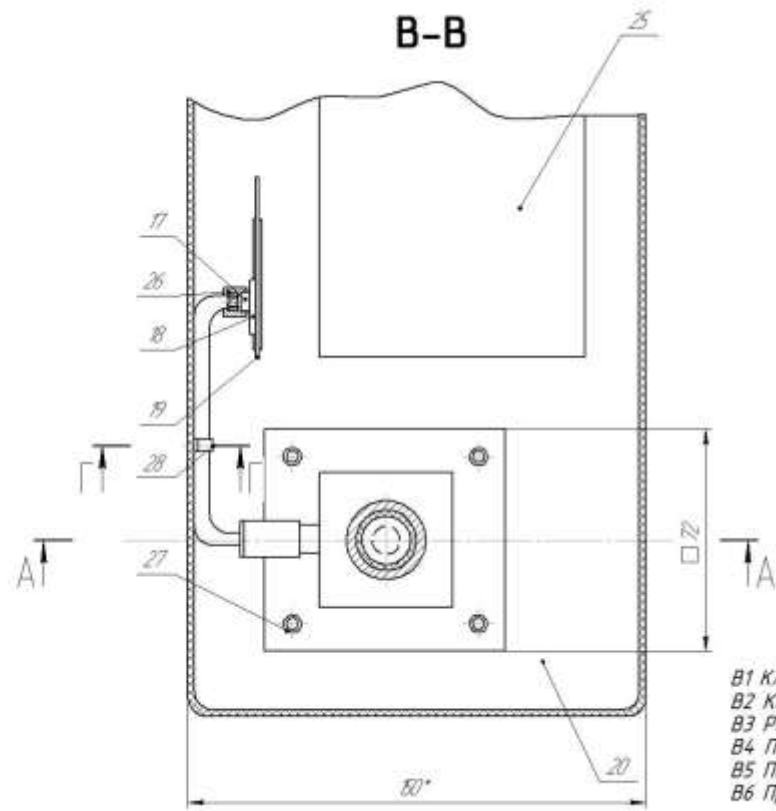
Г-Г (2:1)



Д (4:1)



В-В



- 1 Корпус
- 2 Плата
- 3 Еліпсоїд
- 4 Кли
- 5 Прокладка 1
- 6 Втулка
- 7 Тубус 1
- 8 Линза 1
- 9 Проміжне кільце
- 10 Линза 2 СК
- 11 Голографічний фільтр
- 12 Різьбове кільце
- 13 Волокно СК
- 14 Гвинт
- 15 Прокладка 2
- 16 Гайка накидна 1
- 17 Світлодіод СК
- 18 Термоелемент СК
- 19 Плата
- 20 Гвинт
- 21 Заглушка
- 22 Фільтр
- 23 Тубус 2
- 24 Волоконний джгут
- 25 Спектрофотометр (умовно)
- 26 Гайка накидна 2
- 27 Гайка
- 28 Муфта

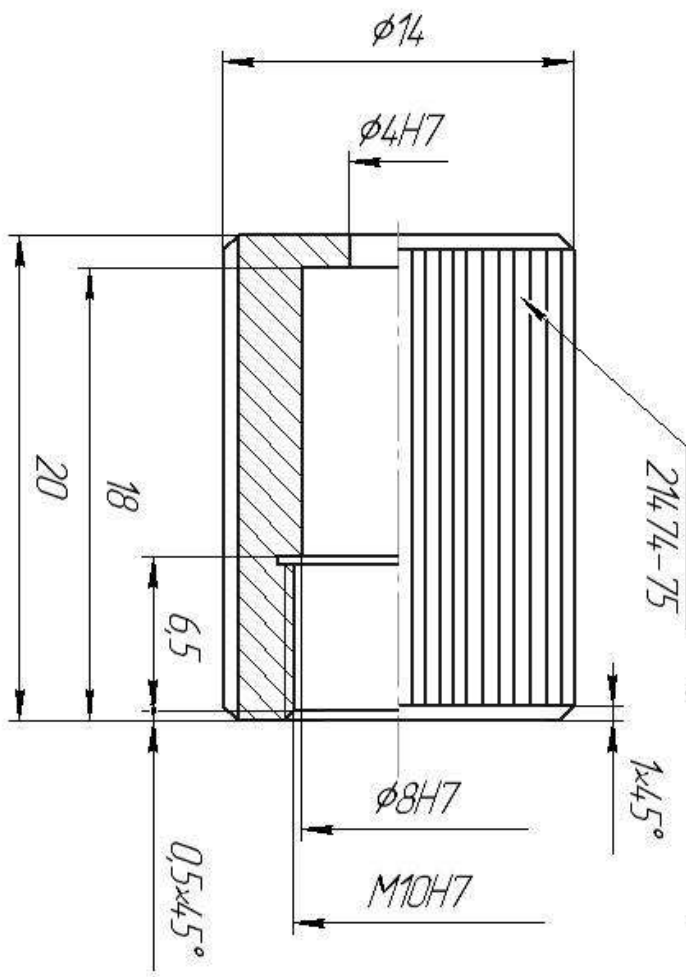
- 1. *Розміри для довідок
- 2. Різьбові з'єднання показані умовно.
- 3. Світлодіод, термоелемент, плата та спектрофотометр показані умовно.
- 4. Електричні з'єднання та проводи на кресленні не показані.
- 5. Паяти припой ПОС-61.

- В1 Кли СК
- В2 Концентратор СК
- В3 Розширювач СК
- В4 Передавальний канал СК
- В5 Плата СК
- В6 Приймальний канал СК

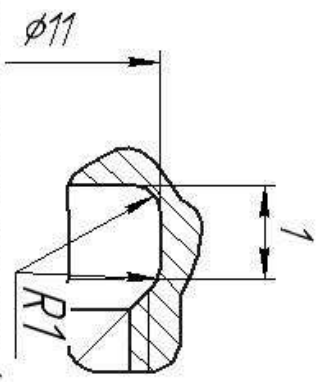
					ДП-ПБ-351.1702.006 СК				
					Із загально-технічного каналу НРСК				
					Складальне креслення				
Лист	Знач.	№ докум.	Розб.	Внес.	Лист	Знач.	№ докум.	Розб.	Внес.
Розроб.		Кристиненко АЗ							11
Проб.		Безкозак РВ							
Замов.									
Лист	Знач.	№ докум.	Розб.	Внес.	Лист	Знач.	№ докум.	Розб.	Внес.

910900 2021.15C-911-11Д

Руфлення $\sqrt{Ra3.2}$ (✓)



A (10:1)



1. *Розміри для довідок
2. Небказані граничні відхилення розмірів Н12, н12, Т12/2.
3. Гострі кромки пригнати.
4. Покрыття Ан Окс Чорн

Инв. № подл.	Подп. и дата	Взам. инв. №	Инв. № дубл.	Подп. и дата

Справ. №	Перв. примен.

Изм./Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разраб.	Конструктор АВ		
Проб.	Безуглова НВ		
Т.контр.			
Н.контр.			
Упр.			
ДП-ПБ-35.1.1702 006.016			
Гайка накладна			
Сталь 25 ГОСТ 1050-88			
ПБФ			
КПІ ім. Івора Сікорського			
Лист	Масса	Масштаб	
			4:1
Лист	Листов	1	

Вид зверху

Сторінка №

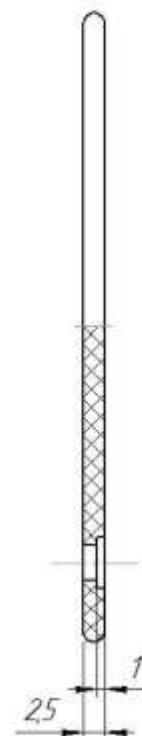
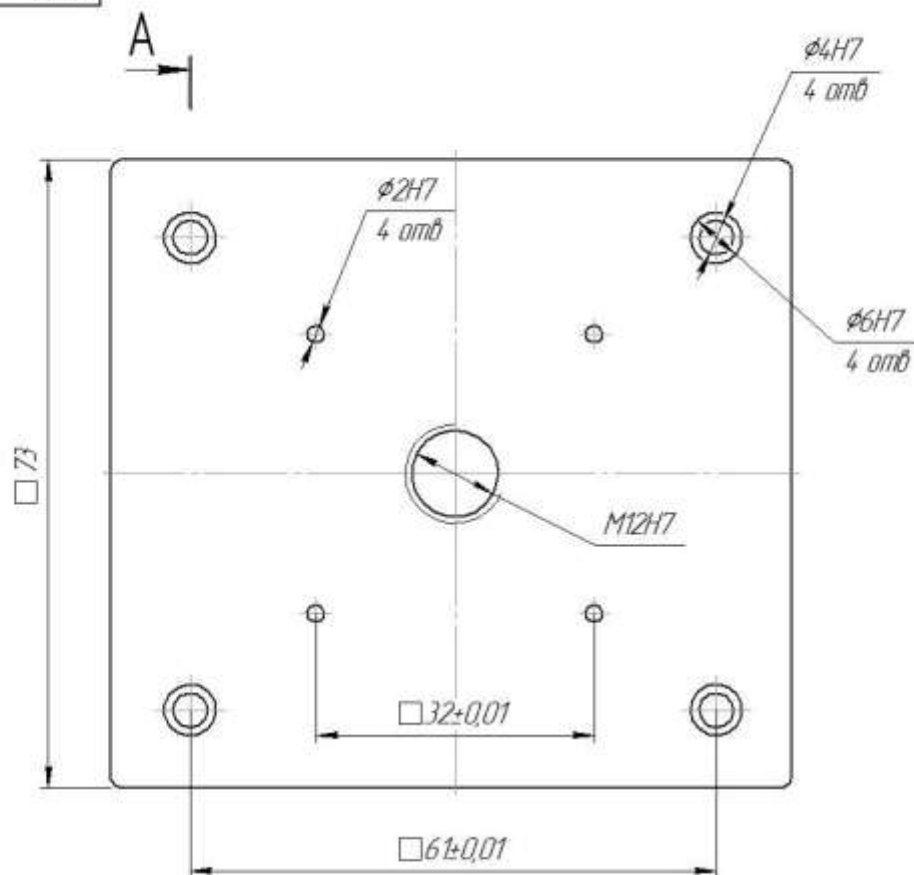
Листів у документі

Види і розміри

Листів у документі

Листів у документі

ДП-ПБ-351.1702 006.002

 $\sqrt{Ra3.2 (\sqrt{1})}$ 

1. *Разміри для довідок
2. Невказані граничні відхилення розмірів H12, h12, IT12/2
3. Невказані радіуси 1 мм

ДП-ПБ-351.1702 006.002			
Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разроб.	Константин АВ		
Проб.	Белугла НВ		
Г.контр.			
Н.контр.			
Читб.			
Плато			
Фторопласт-4 ГОСТ 10007-80 Е			
Копіюваль			

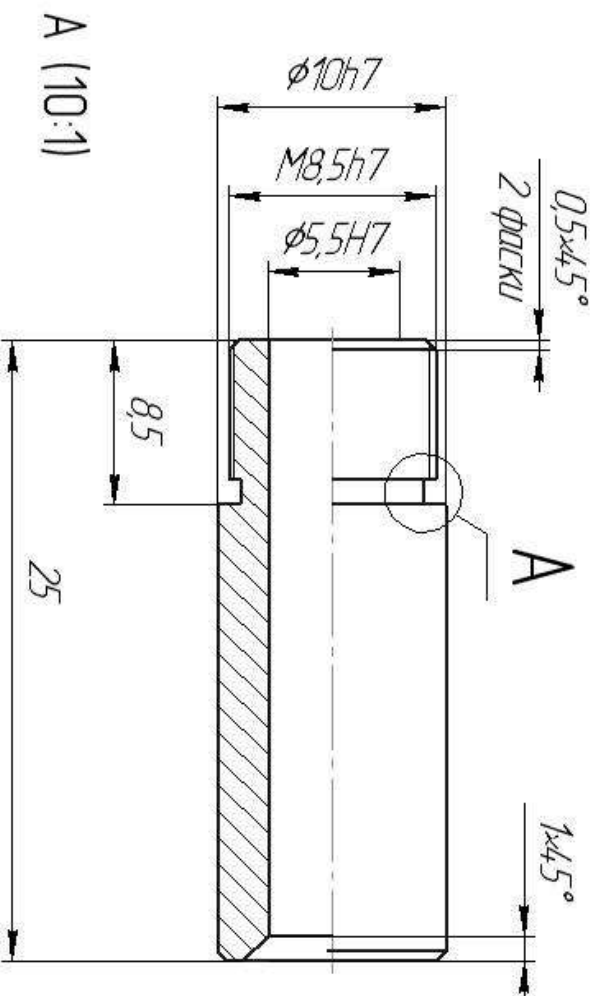
Лист	Маса	Масштаб
		2:1
Лист	Листів	1
ПБФ		
КПІ ім Ізidora Сікарського		
Формат А3		

ДП-ПБ-351702 006.006

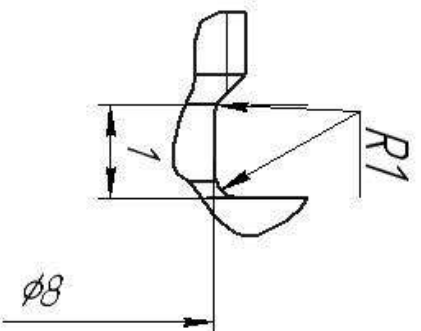
$$\sqrt{R_{0.3.2}(\vee)}$$

Перв. примен.

Граб. №



A (10:1)



1. *Розміру для довідок
2. Невказані граничні відхилення розмірів Н12, h12, IT12/2.
3. Гострі крошки пригнати.
4. Покупити Ан Окс Чорн

447-175-351.1702 006.006

1750

CMMA/B 15 OCT 1050-88

 175ϕ

КП им. Лопя Скорьского

Núm.	Matco	Matcumb
		4:1
Núm		
Núm	Núm	1

Konvencija

Формат А4

ВИХІДНІ ДАНІ:

- Тип компонента Однолінзовий
- Задня фокусна відстань (f') 2 мм
- Світловий діаметр (D) 4 мм
- Основний параметр P 2
- Основний параметр W 1,5
- Параметр хроматизму C -0,02
- Основна довжина хвилі 0,54607 мкм
- Коротка довжина хвилі 0,47999 мкм
- Довга довжина хвилі 0,64385 мкм
- Каталоги скла ussr_std
- Режим задання марок скла Ручний

РЕЗУЛЬТАТИ РОЗРАХУНКУ:

Конструктивні параметри:

Радіус кривизни першої поверхні лінзи (R1) 3,481073 мм
Радіус кривизни другої поверхні лінзи (R2) -2,258889 мм
Осьова товщина лінзи (d) 2 мм
Товщина на краю лінзи (dкр) 1,09 мм
Марка скла лінзи K8
Показник заломлення скла лінзи 1,51829
Коефіцієнт дисперсії скла лінзи 63,892

Абераційні параметри компонента:

Основний параметр P 3,5906
Основний параметр W 1,5
Параметр хроматизму C -0,015651
Параметр кривизни поверхні зображення P_i 0,65864

Кардинальні параметри оптичного компонента:

Передня фокусна відстань (f) -3 мм
Задня фокусна відстань (f') 3 мм
Передній фокальний відрізок (Sf) -2,09328 мм
Задній фокальний відрізок (S'f') 2,41162 мм
Положення передньої головної площини (Sh) 0,906724 мм
Положення задньої головної площини (S'h') -0,588379 мм

ВИХІДНІ ДАНІ:

- Тип компонента Однолінзовий
- Задня фокусна відстань (f') 6 мм
- Світловий діаметр (D) 10 мм
- Основний параметр P 2
- Основний параметр W 1,5
- Параметр хроматизму C -0,02
- Основна довжина хвилі 0,54607 мкм
- Коротка довжина хвилі 0,47999 мкм
- Довга довжина хвилі 0,64385 мкм
- Каталог скла ussr_std
- Режим задання марок скла Автоматичний

РЕЗУЛЬТАТИ РОЗРАХУНКУ:

Конструктивні параметри:

Радіус кривизни першої поверхні лінзи (R1) 10,15474 мм
Радіус кривизни другої поверхні лінзи (R2) -5,471798 мм
Осьова товщина лінзи (d) 5,6 мм
Товщина на краю лінзи (dkp) 1,035 мм
Марка скла лінзи ТФ8
Показник заломлення скла лінзи 1,69468
Коефіцієнт дисперсії скла лінзи 30,955

Абераційні параметри компонента:

Основний параметр P 2,979
Основний параметр W 1,5
Параметр хроматизму C -0,032304
Параметр кривизни поверхні зображення Pi 0,59008

Кардинальні параметри оптичного компонента:

Передня фокусна відстань (f) -6 мм
Задня фокусна відстань (f') 6 мм
Передній фокальний відрізок (Sf) -3,48287 мм
Задній фокальний відрізок (S'f') 4,64366 мм
Положення передньої головної площини (Sh) 2,51713 мм
Положення задньої головної площини (S'h') -1,35634 мм

-	ГОСТ 3.1105-84 Форма 2														
	Дубл.														
	Взам.														
	Подл.														
														1	
Розроб.	Константинов А.В.				КПІ ім.Ігоря Сікорського					ПБ-351					
Н.контр.	Безугла Н.В.						Неінвазивний раманівський спектроаналізатор крові								
	О				Б		Т			Р			М		
А.	01	005 Комплектувальна													
Б.	02	Стіл ТЛ-1972А													
О.	03	1. Комплектувати деталі згідно складального креслення і специфікації													
	04														
	05														
А.	06	010 Підготовча													
Б.	07	Стіл ТЛ-1972А													
О.	08	1. Очистити (обезжирити) поверхню деталей													
М	09	Кисть КФ-26 ГОСТ 10597-87													
М.	10	Тканина ГОСТ 29298-92													
М	11	Вата ГОСТ 5556-81													
М	12	Рукавички бавовняно-паперові ГОСТ 5007-87													
	13														
	14														
	15														
	16														
	17														
	18														

	МК	Маршрутна карта															
	ГОСТ 3.1105-84 Форма 2																
	Дубл.																
	Взам.																
	Подл.																
															2		
Розроб.	Константинов А.В.				КПІ ім.Ігоря Сікорського						ПБ-351						
Н.контр.	Безугла Н.В.							Неінвазивний раманівський спектроаналізатор крові									
.	О				Б			Т			Р			М			
А.	19	015 Складальна															
Б.	20	Стіл ТЛ 1972А															
О.	21	1. На Втулку 1. поз.6 встановити Клин поз.4 та прокладку поз.5. На виході отримуємо вузол Клин СК поз.В1															
	22																
А.	23	020 Складальна															
Б	24	Стіл ТЛ 1972А															
О.	25	1. На Еліпсоїд поз.3 встановити Клин СК поз.В1. На виході отримуємо поз.В2															
А	26	025 Складальна															
Б	27	Стіл ТЛ 1972А															
О.	28	1. В Тубус поз.7 встановити Голографічний фільтр поз.11, Лінзу СК поз.10, Проміжне кільце поз.9, Лінза 1 поз.8															
О	29	2. Загвинтити Різьбове кільце поз.12. На виході отримуємо вузол поз.В3 Розширювач.															
О	30	3. Провести Контроль.															
	31																
А	32	030 Контрольна															
Б	33	Стіл ТЛ 1972А															
О.	34	1. На плату поз.2 загвинтити гвинтом поз.20 (4 шт) Концентратор СК поз. В2															
О	35	2. Загвинтити Розширювач поз.В3, Прокладка поз.15, Волокно СК поз.13															
О	36	3. Загвинтити Гайка накидна 1 поз.16. На виході отримуємо Передавальний канал поз.В4.															

МК		Маршрутна карта													
	ГОСТ 3.1105-84 Форма 2														
	Дубл. Взам. Подл.														
														3	
	Розроб.	Константинов А.В.				КПІ ім.Ігоря Сікорського							ПБ-351		
	Н.контр.	Безугла Н.В.					Неінвазивний раманівський спектроаналізатор крові								
	О				Б		Т		Р		М				
А.	37	035 Складальна													
Б	38	Стіл ТЛ 1972А													
О	39	1. На корпус.поз.1 гвинтом поз.14 (4 шт) та Гайка поз.27 (4 шт).													
	40														
А	41	045 Складальна													
Б	42	Стіл ТЛ 1972А													
О.	43	1. На плата поз.19 паяти ПОС-61 Світлодіод поз.17 та Термoeлемент поз.18. На виході отримуємо Плата СК поз.В5.													
	44														
А.	45	050 Складальна													
Б	46	Стіл ТЛ 1972А													
О	47	1. На Тубус 2 поз.23 встановити Фільтр поз.22 загвинтити Волоконний джгут СК поз.24. На виході отримуємо Приймальний канал СК поз.В6.													
	48														
А.	49	055 Складальна													
Б	50	Стіл ТЛ 1972А													
О	51	1. Встановити Плата Ск поз.В5, загвинтити приймальний канал СК, Заглушка поз.21, Гайка накидна поз.26 та встановити Муфта поз.28													
	52														

МК		Маршрутна карта													
	ГОСТ 3.1105-84 Форма 2														
	Дубл. Взам. Подл.														
														3	
	Розроб.	Константинов А.В.				КПІ ім.Ігоря Сікорського							ПБ-351		
	Н.контр.	Безугла Н.В.					Неінвазивний раманівський спектроаналізатор крові								
А.	53	075 Контрольна													
О.	54	1. Перевірити правильність складання виробу													
	55														
А.	56	080 Випробувальна													
О.	57	Випробовувати на стенді за допомогою дефектоскопу.													
	58														
А.	59	085 Пакувальна													
О.	60	Пакувати виріб в тару і передати на склад													
	61														
	62														
	63														
	64														
	65														
	66														
	67														